

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**  
**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**  
**DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I**



**TESIS DOCTORAL**

**Estudio comparativo de la precisión de ajuste de pilares  
CAD/CAM mecanizados estándar y sinterizados láser sobre  
implantes con conexión externa e interna**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

**Beatriz A. Vizoso Noval**

DIRECTORES

**María Jesús Suárez García**  
**Esther Gonzalo Iñigo**

**Madrid, 2018**

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)



ESTUDIO COMPARATIVO DE LA  
PRECISIÓN DE AJUSTE DE PILARES  
CAD/CAM MECANIZADOS ESTÁNDAR Y  
SINTERIZADOS LÁSER SOBRE  
IMPLANTES CON CONEXIÓN EXTERNA E  
INTERNA

TESIS DOCTORAL

BEATRIZ VIZOSO NOVAL

2017



# ESTUDIO COMPARATIVO DE LA PRECISIÓN DE AJUSTE DE PILARES CAD/CAM MECANIZADOS ESTÁNDAR Y SINTERIZADOS LÁSER SOBRE IMPLANTES CON CONEXIÓN EXTERNA E INTERNA

Trabajo de investigación para optar al Grado de Doctor  
por la Universidad Complutense de Madrid que presenta:

Beatriz Vizoso Noval

Directoras:

Profa. Dra. María Jesús Suarez García

Profa. Dra. Esther Gonzalo Íñigo

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid 2017





**DÑA. M<sup>a</sup> JESÚS SUÁREZ GARCÍA, Profesora Titular, y DÑA. ESTHER GONZALO ÍÑIGO, Profesora Asociada, del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.**

**CERTIFICAN que:**

**Que el trabajo de investigación titulado: “Estudio comparativo de la precisión de ajuste de pilares CAD/CAM mecanizados estándar y sinterizados láser sobre implantes con conexión externa e interna” del que es autora Dña. Beatriz Vizoso Noval, ha sido realizado en este Departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.**

**Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Madrid a cinco de Abril de dos mil diecisiete.**

**Fdo. M<sup>a</sup> Jesús Suárez García**

**Fdo. Esther Gonzalo Íñigo**



## AGRADECIMIENTOS

Cuando terminé la carrera jamás me planteé hacer la Tesis Doctoral; pero la vida te lleva por caminos que ni siquiera piensas, y uno de ellos fue embarcarme en este trabajo, gracias a muchas personas que me han animado a continuar y me han ofrecido su ayuda. Y sería injusta si no los nombrase en este trabajo que después de mucho tiempo llegó a su fin:

En primer lugar a la **Dra. Suárez**, por brindarme la oportunidad de acceder a este proyecto, que me enganchó desde el principio, y estar siempre luchando para que esta línea de investigación llegara a buen puerto, ofreciéndome siempre sabios consejos y comportándose como una autentica madre (universitaria) para mí.

A la **Dra. Gonzalo**, por todo su apoyo, trabajo y ánimo, además de ofrecerme su amistad durante estos años que me ha hecho seguir adelante.

A todos **mis compañeros y profesores del Departamento de Prótesis Bucofacial** de la Facultad de Odontología de la U.C.M. porque hasta el último momento me sentí apreciada y apoyada. Y gracias a su ayuda imprescindible y desinteresada, todo fue perfecto.

A **mis compañeros del Máster en Prótesis Bucofacial**, que estuvieron conmigo en todos los momentos, en los de si y en los de no, que sería de mí sin esas conversaciones. Estar en ese equipo me hace sentir orgullosa.

A **mis alumnos** de todos estos años, con los cuales he aprendido tanto de la vida y sobretodo de prótesis, cosa que espero que siga sucediendo. Gracias a ellos me actualizo constantemente, para ser la mejor profesora que ellos se merecen.

A D. **Miguel Ángel Cañas**, su infinita paciencia ante todas mis preguntas y su perpetua sonrisa.

A Dña. **Ana Vicente**, mis manos y mis ojos del microscopio electrónico, cuantas veces tendría que darle las gracias por su paciencia y su más que importante colaboración, gracias por entender la frase “esto era para ayer”. Vale su peso en el oro con el que metalizamos.

A Dña. **Carmen Bravo**, una gran persona que hace magia para nosotros en el estadístico, que habría hecho sin ella.

A todos aquellos que escucharon mi idea y la apoyaron desde las casas comerciales, consiguiendo que una duda y sus resultados se hicieran realidad en este proyecto.

Al laboratorio Prótesis SA., por su tiempo y colaboración en la confección de los pilares. Por haberme enseñado tanto en el proceso y técnicas de laboratorio.

A todo ese largo etcétera, que saben quiénes son y que nombrarlos sería una nueva Tesis, pero que estuvieron, están y estarán a mi lado y para siempre en mi corazón.

*DEDICATORIA:*

A MIS ESPARTANOS, por “los abrazos que hacen que las tristezas se vayan del cuerpo”.

Y sobre todo a los dos pequeños, porque ellos son el motor de mi vida y sé que nada es más contagioso que el ejemplo.



# ÍNDICE

# ÍNDICE

CONTENIDOS	PÁGINAS
<b>1. RESUMEN</b>	<b>13</b>
1.1.- RESUMEN EN INGLÉS	14
1.2.- RESUMEN EN ESPAÑOL	18
<b>2. INTRODUCCIÓN:</b>	<b>22</b>
2.1.-HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGÍA:	23
Implantes en el siglo XXI	
2.2.- TIPOS DE PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES:	28
• Tipos de prótesis según edentulismo	
2.3.- TERMINOLOGÍA RELATIVA AL CUERPO DEL IMPLANTE Y LOS COMPONENTES PROTÉSICOS	32
• Pilares y tipos de conexiones	
• Clasificación de los pilares	
• Conexión entre la prótesis y el implante	
• Ajuste de los componentes	
2.4.- ALEACIONES EN IMPLANTOPRÓTESIS	39
2.4.1.- Biomateriales en implantología	
2.4.2.- Requisitos físicos, mecánicos y químicos de los materiales para implantes	

#### 2.4.3.-Concepto de aleación

- Aleaciones de titanio
  - Propiedades físicas
  - Propiedades químicas
  - Propiedades biológicas
- Aleación cromo-cobalto
  - Propiedades físicas
  - Propiedades químicas
  - Propiedades biológicas

#### 2.5.- EL AJUSTE EN PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES 51

2.5.1.- Concepto y tipos de ajuste marginal

2.5.2.- Ajuste de la conexión implante-pilar

2.5.3.- Pasividad de la estructura protésica

2.5.4.- Técnicas de medición de ajuste

2.5.5.- Métodos clínicos de valoración del ajuste.

2.5.6.- Consecuencias de la falta de pasividad

#### 2.6.- TECNOLOGÍA CAD/CAM 61

- Procesos de fabricación CAD/CAM:
  - Fresado
  - Sinterizado

### 3. HIPÓTESIS DE TRABAJO 65

### 4. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS 67

<b>5. MATERIAL Y MÉTODOS:</b>	<b>70</b>
5.1.- CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS	71
<ul style="list-style-type: none"> <li>• PROBETAS</li> <li>• MECANIZACIÓN Y PREPARACIÓN</li> </ul>	
5.2.- ELEMENTOS DE LA MUESTRA Y SELECCIÓN DE GRUPOS:	73
<ul style="list-style-type: none"> <li>• IMPLANTES SELECCIONADOS</li> <li>• PILARES SELECCIONADOS</li> <li>• PREPARACION DE LAS MUESTRAS: <ul style="list-style-type: none"> <li>• COLOCACIÓN DE IMPLANTES EN PROBETAS Y DE PILARES SOBRE IMPLANTES</li> </ul> </li> <li>• CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS</li> </ul>	
5.3.- ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL:	85
<ul style="list-style-type: none"> <li>• PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS</li> <li>• OBTENCIÓN DE LAS IMÁGENES</li> <li>• ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES</li> </ul>	
5.4.- TRATAMIENTO DE LOS DATOS	93
<b>6. RESULTADOS</b>	<b>95</b>
6.1.- ANÁLISIS DESCRIPTIVO	97
6.1.1.- Discrepancia según el sistema de implante	
6.1.2.- Discrepancia según lugar de medición	
6.1.3.- Discrepancia según el tipo de conexión	
6.1.4.- Discrepancia según el tipo de pilar	

6.2.- ANÁLISIS INFERENCIAL	103
6.2.1.- Pruebas de normalidad	
6.2.2.- Discrepancia según el sistema de implante	
6.2.3.- Discrepancia según lugar de medición	
6.2.4.- Discrepancia según el tipo de conexión	
6.2.5.- Discrepancia según el tipo de pilar	
7. DISCUSIÓN	116
8. CONCLUSIONES	132
9. BIBLIOGRAFÍA	134
10. ANEXOS	154
10.1.- Plano probeta	
10.2.- Estadística	

# 1. Resumen

## **1.1.- RESUMEN EN INGLÉS**

### **“COMPARATIVE STUDY OF THE MARGINAL FIT OF MACHINED STANDARD AND SINTERED LASER CAD/CAM ABUTMENTS ON IMPLANTS WITH EXTERNAL AND INTERNAL CONNECTION”**

#### **INTRODUCTION**

The fixed implant prosthesis is a restorative alternative with a growing demand due to the psychological and functional benefits to the patients.

Nowadays, the development of the technology, regarding implant prosthesis, is aimed to progress in the implant systems, the abutment/implant connection system, the materials and the type of manufacturing.

All previous, to achieve a better passive fit and less discrepancy between its parts. Failure to do so, would result in non-osseointegration of the implants, bone loss and possible fracture of the prosthesis, that it would be difficult to repair in later steps.

Therefore, this study proposes the analysis of the implant-abutment connection fit, of 4 implant systems, 2 platform connections, and 2 different abutment materials and different CAD/CAM technologies.

#### **HYPOTHESIS**

One of the main goals in implant prosthesis is to ensure the longevity of the restorations.

The abutment-implant fit is related to the prognosis and the survival of them

In the present study, the null hypotheses (Ho) proposed were that there would be no differences in the abutment-implant fit among four implant systems, that there would be no differences in the fit between the external and internal implant connection and that there would be no differences in the misfit between two different abutments (standard machining and laser sintering).

## **OBJECTIVES**

The objectives of the present study was to study the vertical abutment-implant marginal discrepancies and to analyze them as follows:

- 1.- To analyze if the marginal fit of two types of abutments on four different implant systems with two platform connections each one is within the clinical acceptable range.
- 2.- To evaluate the abutment-implant fit of four implant systems.
- 3.- To evaluate the values of the abutment-implant fit in implants with internal and external connection.
- 4.- To compare the abutment-implant fit values in both types of connection.
- 5.- To evaluate the abutment-implant fit values on mechanized and sintered abutments.
- 6.- To compare the fit between the abutment evaluated.
- 7.- To analyze if there are differences in the fit between the buccal and lingual surfaces of the abutments analyzed in both types of connection.

## **MATERIAL AND METHODS**

One hundred and sixty mechanized methacrylate bases, were fabricated to be used as a fixed base for the implants.

Four implant systems were chosen (n=40 each): Mozo-Grau S.L, Phibo, Avinent, and Gt Medical, with two types of implant connection platforms: external and internal in each system (n=80 each)

In addition, 2 types of CAD / CAM abutments were selected: Standard Machining of Titanium and Cr-Co Laser Sintering (n=10 each per type of connection and implant system).

The implants were positioned in the bases randomly.



Four experimental groups were created (n=40 each), coded as follows:

- Implant system:  
Avinent (A), Mozo-Grau S.L (M), Phibo (P) and Gt medical (G)
- Connection:  
Internal (I) or external (E)
- Abutment  
Machined standard (M) or laser sintered (S)
- A number indicating the order within each set and a letter (V or L) indicating the surface to be studied, vestibular or lingual.

Within the parameters available for geometrically measuring of the marginal discrepancy, the vertical fit was chosen. The evaluation was performed in the ICTS National Electron Microscopy Centre (Complutense University of Madrid), under a scanning electron microscope (SEM). All images taken at 1000x magnification. These images were archived in TIFF format, using the INCA<sup>®</sup> software.

To facilitate the study, the source data obtained were summarized and stored into a Microsoft Excel spreadsheet, which contained the measurements of the one hundred and sixty specimens divided into four groups.

Statistical analysis was performed using descriptive statistics of all variables, the Kruskal-Wallis test for independent samples, nonparametric multiple posterior comparison test with Bonferroni correction, Wilcoxon signed rank- test, and U-test Mann Whitney.

Statistical analysis was performed with SPSS 22.0 software. The level of significance was established for values of  $P \leq 0.05$ .

## RESULTS

Regarding the abutment-implant marginal discrepancy, all obtained values were within the range of clinical acceptance.

According to implant system, all the systems have inferior marginal discrepancies in the internal connection, except the group G that in the machined abutment had inferior discrepancies in the external connection and for the group P that in the sintered abutment has less discrepancy in the external connection.

According to the surface measurement, the overall misfit was higher on the vestibular surface (11.77  $\mu\text{m}$ ) than on the lingual surface (10.02  $\mu\text{m}$ ).

When the connection was analyzed without taking into account the implant system, internal connection has better fit in both machined (0.75  $\mu\text{m}$ ) and sintered (11.83  $\mu\text{m}$ ) abutment. Evaluating the connection in each of the groups for the machined abutment, the internal connection obtained better fit in the groups P and M. In the sintered abutment the internal connection also obtained the best fit in groups A, M and G. Group A showed the best fit on both connections.

According to the type of abutment without taking into account the implant system, the best fit was for the machined abutment, both in external connection (1.79  $\mu\text{m}$ ) and in internal connection (0.75  $\mu\text{m}$ )

The machined abutment obtained better fits in all groups, when evaluating the abutments in each of them in the external connection. Group A obtained the best fit in both abutments. In the internal connection, the machined abutment obtained the best fit in the group P, however, there was no significant differences in the other groups.

## **CONCLUSIONS**

Within the limitations of this in vitro study, the following conclusions can be drawn:

The marginal fit at the abutment-implant interface obtained in the two types of abutments on the four implant systems analyzed with two types of connection, is within the clinically acceptable range.

Differences were observed in the abutment-implant fit between some of the implant systems analyzed.

The best marginal fit values were achieved for the internal connection.

The lowest discrepancies were observed for the standard machined abutment.

## **1.2.- RESUMEN EN ESPAÑOL**

### **“ESTUDIO COMPARATIVO DE LA PRECISIÓN DE AJUSTE DE PILARES CAD/CAM MECANIZADOS ESTÁNDAR Y SINTERIZADOS LÁSER SOBRE IMPLANTES CON CONEXIÓN EXTERNA E INTERNA”**

#### **INTRODUCCIÓN**

La prótesis fija sobre implantes es una alternativa restauradora con una demanda creciente debido a los beneficios psicológicos y funcionales que aporta a los pacientes. En el momento actual el desarrollo de la tecnología en cuanto a la implantoprótesis se refiere, va dirigido a avances del sistema de implantes, del sistema de conexión pilar-implante, de los materiales de fabricación y del tipo de procesado.

Todo ello para conseguir un mejor ajuste pasivo y una menor discrepancia entre sus partes. Su fallo ocasionaría la no osteointegración de los implantes, pérdida ósea y una posible fractura de la prótesis, difíciles de subsanar en pasos posteriores.

Por todo ello este estudio propone el análisis del comportamiento, en lo que a ajuste implante-pilar se refiere, de 4 sistemas de implantes, 2 conexiones, y 2 tipos de pilares confeccionados con diferentes materiales y diferentes tecnologías CAD/CAM.

#### **HIPÓTESIS DE TRABAJO**

Uno de los principales objetivos en implantoprótesis es garantizar la longevidad de las restauraciones. El ajuste pilar-implante está relacionado con el pronóstico y la supervivencia de las mismas;

En el presente estudio de investigación las hipótesis nulas ( $H_0$ ) planteadas fueron que no existirían diferencias en el ajuste pilar-implante entre cuatro sistemas de implantes, que no existirían diferencias en el ajuste entre la conexión externa e interna y que no existirían diferencias en el ajuste entre dos tipos de pilares (mecanizados estándar y sinterizado láser).

## **OBJETIVOS**

Los objetivos propuestos, fueron estudiar las discrepancias marginales verticales pilar-implante, y analizarlas de la siguiente manera:

- 1.- Analizar si el ajuste de dos tipos de pilares sobre cuatro diferentes sistemas de implante con dos tipos de conexiones cada uno se encuentra dentro de los límites clínicamente aceptados.
- 2.- Analizar el ajuste pilar-implante de cuatro sistemas de implantes.
- 3.- Evaluar los valores de ajuste pilar-implante en implantes con conexión interna y externa.
- 4.- Comparar los valores de ajuste pilar-implante en ambos tipos de conexión.
- 5.- Evaluar los valores de ajuste pilar-implante en pilares mecanizados y sinterizados.
- 6.- Comparar el ajuste pilar-implante entre los pilares analizados.
- 7.- Analizar si existen diferencias en el ajuste entre las caras vestibular y lingual de los pilares analizados en ambos tipos de conexión.

## **MATERIAL Y MÉTODO**

Para este estudio in vitro, se utilizaron:

- 160 probetas en metacrilato mecanizado como base de retención
- 160 implantes de 4 sistemas diferentes (Mozo-Grau S.L, Phibo, Avinent, Gt Medical): 80 conexión externa y 80 conexión interna.
- 2 tipos de Pilares CAD/CAM: Mecanizados estándar de Titanio y Sinterizado láser de Cr-Co (10 pilares rectos por cada tipo de conexión de cada sistema de implantes)

Creándose cuatro grupos de 40 probetas cada uno, codificados de la siguiente manera:

- Grupo de implantes al que pertenecían:
  - Avinent (A), Mozo-Grau S.L (M), Phibo (P) y Gt medical (G)
- Letras I o E para indicar la conexión (interna o externa)
- Letra (M o S) que indica: pilar mecanizado o sinterizado;
- Un número que indicaba el orden dentro de cada conjunto y una letra (V o L) que indica la cara a estudiar, vestibular o lingual.

Dentro de los parámetros disponibles para medir geométricamente la discrepancia marginal se optó por el desajuste marginal vertical. Utilizando para su estudio la microscopía electrónica de barrido (MEB) asistida por ordenador. Todas las imágenes se tomaron a 1000 aumentos. Estas imágenes se archivaban en formato TIFF, empleando el programa INCA®.

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una sola hoja de cálculo, que contenía las mediciones de las ciento sesenta probetas divididas en cuatro grupos.

El análisis estadístico se realizó mediante la estadística descriptiva de todas las variables, el Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes, Test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de Bonferroni, Test de Wilcoxon de rangos signados y Test de la U de Mann-Whitney. El análisis estadístico se realizó con el programa informático SPSS 22.0. El nivel de significación se estableció para valores de  $P \leq 0.05$ .

## RESULTADOS

Respecto a la discrepancia pilar-implante, todos los grupos tienen valores de desajuste por debajo del límite clínicamente aceptable.

- *Según sistema de implante*, todos los sistemas tienen desajustes inferiores en la conexión interna, excepto el grupo G que en pilar mecanizado tuvo discrepancias inferiores en conexión externa y para el grupo P que en pilar sinterizado tiene menor discrepancia en conexión externa.
- *Según lugar de medición*, el desajuste global fue superior en la cara vestibular ( $11.77\mu\text{m}$ ), que en la cara lingual ( $10.02\mu\text{m}$ ).
- *Según tipo de conexión* sin tener en cuenta el sistema de implantes, se observó mejores ajustes para la conexión interna tanto en pilar mecanizado ( $0.75\mu\text{m}$ ) como en sinterizado ( $11.83\mu\text{m}$ ). Evaluando la conexión en cada uno de los grupos para el pilar mecanizado, la conexión interna obtuvo mejores ajustes en los grupos P y M. En el pilar sinterizado láser igualmente la conexión interna obtuvo los mejores ajustes en los grupos A, M y G. El grupo A obtuvo los mejores ajustes en ambas conexiones.

- Según el tipo de pilar sin tener en cuenta el sistema de implantes, los mejores ajustes son para el pilar mecanizado tanto en conexión externa ( $1.79\mu\text{m}$ ), como en conexión interna ( $0.75\mu\text{m}$ )

Evalutando los pilares en cada uno de los grupos en la conexión externa, el pilar mecanizado obtuvo mejores ajustes en todos los grupos. El grupo A obtuvo los mejores ajustes en ambos pilares. En la conexión interna, el pilar mecanizado obtuvo mejores ajustes en el grupo P, en el resto de los grupos no hubo diferencias.

## **CONCLUSIONES**

Los resultados del presente estudio in vitro indican:

- Que el ajuste marginal pilar-implante obtenido en los dos tipos de pilares sobre los cuatros sistemas de implantes analizados con dos tipos de conexión, se encuentra dentro de los límites clínicamente aceptables.
- Se observaron diferencias en el ajuste pilar-implante entre algunos de los sistemas implantes analizados.

Los mejores ajustes se observaron para la conexión interna. Las menores discrepancias se observaron para el pilar mecanizado estándar.

## 2. Introducción

## **2.1.- HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGÍA: IMPLANTES EN EL SIGLO XXI.**

Desde los tiempos más antiguos, el hombre ha procurado reponer las ausencias dentarias, empleando gran variedad de materiales y procedimientos, por otros elementos que restauren la función y la estética, que se han visto modificados en las últimas décadas<sup>1</sup>.

La prótesis tradicional fija o removible ha sido durante mucho tiempo en odontología la única solución al problema del edentulismo.

No podemos obviar que el acontecimiento odontológico más importante en este sentido, es sin lugar a dudas, la sustitución de los dientes perdidos por otros artificiales implantados en los huesos maxilares.

Bränemark en 1952<sup>2</sup>, realizó estudios sobre la vascularización del hueso del conejo y comprobó, que tras introducir una placa de titanio en el hueso no podía retirarla porque la estructura de titanio se había incorporado por completo en él. A este hecho lo llamó osteointegración o “fenómeno consistente en la conexión directa, estructural y fisiológica entre el hueso vivo ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional” <sup>3</sup> (Término acuñado por Bränemark hacia el año 1.952, equivalente al concepto de anquilosis funcional definido previamente por Schroeder).

Cuando comienza la utilización clínica de los implantes hacia 1.965 como un modalidad terapéutica en odontología para la rehabilitación protética del edentulismo, en principio se consideraba limitada a los casos de ausencias dentarias completas mandibulares. De este modo, los implantes planteaban una alternativa protésica en aquellas situaciones difíciles de desdentados totales con acusada reabsorción del reborde residual mediante sobredentaduras.

A medida que se fueron realizando estudios clínicos, las indicaciones fueron ampliándose a sobredentaduras superiores, rehabilitaciones fijas totales tanto inferiores como superiores, siguiendo con casos de edentulismo parcial<sup>4</sup> hasta llegar a las reposiciones unitarias, técnica empleada por Jemt<sup>5</sup> en torno a 1.985.



Con la constante evolución que sufre la implantología, últimamente se está imponiendo el concepto de integración global, que quiere decir una integración más amplia; no sólo se limita a los tejidos duros, sino que abarca a los tejidos blandos periimplantarios<sup>6</sup> en una constante relación con la cabeza del implante y con los elementos protésicos. Por lo cual es importante conocer claramente cuál es la misión última del implante, de forma que no sea entendido como un simple sustituto del diente perdido, sino como elemento retenedor de una restauración o supraestructura protésica<sup>7</sup>.

Todo lo expuesto revela que nos encontramos en un momento importante en el desarrollo de la implantoprótesis, en el que se produce una concentración en el estudio de los componentes de anclaje y aditamentos protésicos.

Dado el creciente número de pacientes que solicitan prótesis bucales retenidas/soportadas por implantes, es necesaria una visión crítica y extensa de las posibilidades terapéuticas disponibles en el presente<sup>8</sup>.

La durabilidad de una implantoprótesis está relacionada en gran medida con el ajuste de los elementos que la integran y las propiedades biomecánicas asociadas al conjunto que forman sus componentes, es decir; su capacidad de responder como un todo frente a las fuerzas a las que la rehabilitación va a ser sometida.

El presente trabajo de investigación se centra en el estudio del ajuste de dos diferentes tipos de pilares sobre diferentes tipo de implantes y dos plataformas distintas, y una vez subrayada la repercusión del ajuste pasivo sobre la biomecánica de la implantoprótesis, consideramos oportuno sintetizar en este apartado el concepto de biomecánica y los principios sobre los que se fundamenta, para comprender en qué grado y de qué forma el ajuste puede influir en la misma<sup>9</sup>.

Por otro lado, también se ha de tener en cuenta que la Prótesis Dental se ha dividido clásicamente en prótesis fija y removible. Cada una de ellas presenta, lógicamente, unas ventajas y unos inconvenientes. Son los inconvenientes los que normalmente empujan a buscar alternativas, y en el campo de la Prostodoncia ha sido la prótesis sobre implantes la evolución.

Las prótesis removibles adolecen de falta de retención y estabilidad, la dificultad en la fonética o las úlceras de decúbito, y las prótesis fijas implican la preparación de dientes adyacentes. La prótesis sobre implantes puede, en algunos casos, sustituir la opción removable por fija y, en otros, darle retención y estabilidad, convirtiéndola en sobredentadura.

Es indudable que la Implantología ha supuesto un beneficio muy importante, ya que permite la reposición de los dientes ausentes sin la necesidad de reducir los dientes adyacentes al espacio edéntulo para la colocación de una prótesis fija cementada.

Se tendrá en cuenta también que hasta hace pocos años, la elaboración de las prótesis fijas sobre implantes se basaba únicamente en la confección de estructuras coladas. Estas no eran capaces de ofrecer fácilmente un correcto ajuste pasivo debido a los fenómenos de contracción y expansión que se producían en el proceso de colado. Era necesario, pues, seccionarlas para volver a posicionarlas y ferulizarlas sobre los implantes para su posterior soldadura o sobrecolado. Esto suponía que en numerosas ocasiones esta operación debía repetirse varias veces hasta obtener los resultados deseados.

Las técnicas CAD/CAM (diseño asistido por ordenador/ fabricación asistida por ordenador) desarrolladas por la industria han ido introduciéndose paulatinamente en el campo de la Odontología. Una de sus aplicaciones fundamentales ha sido la confección de estructuras protésicas bien sobre dientes naturales, bien sobre múltiples implantes. De este modo han desaparecido o se han controlado dichos errores que afectaban a la técnica de colado de metales, y ahora es más sencillo conseguir un correcto ajuste pasivo.

Es por ello que se abren numerosas líneas de investigación que comparan la predictibilidad y validez de los nuevos aditamentos implantoprotésicos. Ha sido esta controversia la que nos ha llevado a desarrollar la línea de investigación objeto de esta tesis doctoral.

En los últimos años, las opciones de tratamiento y las modalidades para lograr los resultados tanto funcionales como estéticos óptimos con las restauraciones de implantes han cambiado claramente

Respecto a la cabeza o conexión del implante a la prótesis, podemos encontrar diferentes formas geométricas: cuadrada, hexagonal, dodecagonal, octogonal, cónica o cónica-almenada. Así, en función de la presencia o ausencia de dicha figura geométrica en su parte más coronal, podemos diferenciar dos tipos de conexión.

Hablamos de los implantes de conexión externa y los de conexión interna, respectivamente (Fig.1)<sup>10,11</sup>.



Fig.1.- Implante de conexión externa (izquierda) e implante de conexión interna (derecha)  
(tomada de Avinent).

Originariamente, según Bränemark, el diseño de la cabeza de los implantes presentaba una conexión externa, ya que de la parte más superficial emergía un hexágono de 0,7mm de altura y 2,7mm de diámetro (Fig.2).

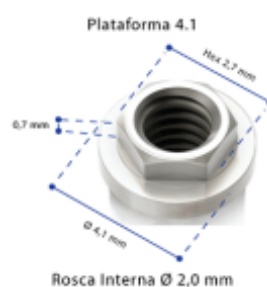


Fig. 2.- Dimensiones del hexágono de conexión externa (tomada de BW).

Pero estas dimensiones someten al implante a un comportamiento biomecánico desfavorable ya que, ante fuerzas laterales excesivas, se observa un aflojamiento de la estructura, deformación del hexágono y un gap en la interfase de unión pilar-implante.

Esto provoca una mayor transferencia de estrés y micromovimientos al tornillo y al propio implante, pudiendo causar rotura o pérdida de la osteointegración, respectivamente. Para atenuar estos inconvenientes y mejorar la estabilidad de la conexión, se han aportado diferentes alternativas: mejorar el diseño del tornillo, y aumentar tanto las dimensiones del hexágono y plataforma protésica como del torque que se utiliza para asegurar los tornillos (Fig.3)<sup>12,4</sup>.

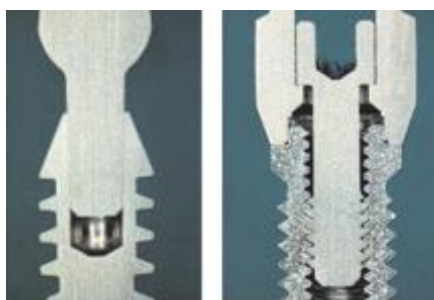


Fig.3.- Ensamblaje de un implante de conexión.

Por el contrario, los implantes de conexión interna, al recibir fuerzas no axiales sobre la estructura, presentan una mejor absorción y distribución de las fuerzas, ya que su conexión de 4 mm aporta una mayor superficie de contacto, una mayor estabilidad en la zona de unión pilar-implante y disminuyen el microgap que se produce en comparación con los de conexión externa, lo que provoca un menor índice de aflojamiento y fractura de tornillos<sup>13</sup>.

Independientemente del tipo de conexión que tenga el implante, interna o externa, el pilar protésico irá fijado al implante a través de un tornillo, generándose una interfase entre la unión implante-pilar. Cuando en esta interfase existe un nivel de desajuste excesivo, éste podría causar daños irreparables en los tejidos periimplantarios<sup>14,15</sup>, además de una peor transmisión de las fuerzas del pilar al implante. La microfiltración producida por el gap en la unión implante pilar permite el paso de ácidos, enzimas, bacterias y/o sus productos metabólicos<sup>16</sup>. Estas bacterias y sus metabolitos actúan directamente sobre los tejidos periimplantarios y causan inflamación y sangrado, pudiendo desencadenar en una perimplantitis con posterior pérdida de tejido óseo y del propio implante<sup>17,18</sup>.

## **2.2.- TIPOS DE PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES:**

El diseño del implante, el tipo de retención protésica, el material protésico, el tipo de prótesis, la magnitud y dirección de las fuerzas oclusales, el número y la distribución de los implantes osteointegrados son factores que tienen que ver tanto con la morfología (características óseas) propia del paciente como con las propiedades físicas, mecánicas y estructurales de la prótesis que vamos a emplear<sup>19</sup>.

El elemento fundamental de la prótesis sobre implantes es el pilar transepitelial, que se une al implante mediante un tornillo de fijación, al cual se le aplica un torque para conseguir una estabilidad duradera. En función del sistema de unión de la prótesis fija a dicho pilar, podemos diferenciar dos tipos de estructuras: cementadas o atornilladas (Fig.4).

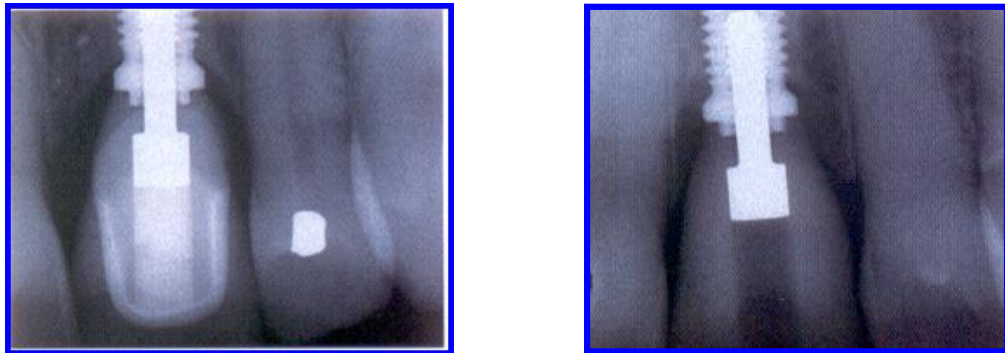


Fig.4.- imagen radiográfica de prótesis cementada (izquierda) y atornillada (derecha)

A. Prótesis fijas cementadas: el pilar transepitelial se atornilla al implante para después cementar la estructura a dicho pilar.

B. Prótesis fijas atornilladas: la estructura de la prótesis y el pilar forman un solo elemento, de manera que dicho complejo se atornilla directamente sobre el implante a través de una chimenea que se sella con un material restaurador.

El dilema sobre la elección de un tipo de prótesis u otro ha sido un tema de discrepancia entre investigadores y clínicos<sup>20</sup>.

Es importante analizar los factores que influyen en dicha selección en función de sus ventajas e inconvenientes:

1.- *Estética*: En los casos en los que el implante posee una orientación angulada hacia vestibular, la emergencia del tornillo del pilar transepitelial también será vestibular; de ahí que la estética pueda verse comprometida. En estos casos es aconsejable la utilización de una prótesis cementada. En los sectores posteriores, la estética no juega un papel tan importante. En cualquier caso, a la hora de utilizar una prótesis atornillada, ya sea en el sector anterior o en el posterior, se deberá tener en cuenta que habrá que modelar con material restaurador la anatomía oclusal con el fin de ocultar la emergencia del tornillo, cosa que no será necesario hacer con una prótesis cementada.

2.- *Profundidad del implante*: En implantes profundos en los que la parte cervical de nuestra restauración está por debajo del margen gingival, está indicado el uso de prótesis atornilladas. Esto es debido a que en la prótesis cementada puede introducirse el cemento subgingivalmente, con la problemática de no poder acceder a los restos excedentes y generar posteriores problemas periimplantarios.

3.- *Accesibilidad*: La colocación de una prótesis sobre implantes, sobre todo en sectores posteriores en pacientes con una apertura bucal limitada, resulta más difícil en prótesis atornilladas que en cementadas, puesto que necesitan un mayor número de aditamentos y el acceso al tornillo es complicado, lo que resulta más difícil para su manipulación y supone un mayor riesgo de que el paciente pueda tragar o aspirar alguno de los componentes.

4.- *Distancia interarcada*: En situaciones en que disponemos de poco espacio interoclusal, unos 5 mm o menos, la prótesis atornillada es la de elección, debido a que es imposible dar una retención suficiente con prótesis cementada, en la cual se necesitarían más de 7mm hasta el antagonista para evitar el descementado de la misma<sup>21</sup>.

5.- *Fabricación, tiempo y coste*: A la hora de confeccionar una prótesis atornillada, debemos saber que los componentes necesarios para este tipo de restauraciones son más caros, ya que requieren de componentes adicionales. Además, precisan mayor tiempo en su confección y una formación más específica de los técnicos de laboratorio, ya que no se realizan de la misma manera que las prótesis fijas convencionales.

6.- *Recuperabilidad*: Las prótesis sobre implantes pueden requerir removerse por motivos como: cambiar los componentes protéticos, por pérdida o fractura de tornillos, debido a la fractura de pilares, por la modificación de la prótesis o por la fractura del material de recubrimiento. La gran desventaja de las prótesis cementadas es la dificultad que presentan para ser removidas una vez cementadas y poder acceder al tornillo del pilar transepitelial, siendo necesario, en algunos casos, cortar la estructura y confeccionar una prótesis nueva. Sin embargo, Hebel sugiere que, con un buen conocimiento de los cementos, las prótesis cementadas pueden retirarse sin problemas; sobre todo, debido al uso de cementos provisionales que facilitan esta ardua tarea. Por el contrario, en el caso de las prótesis atornilladas no existe gran dificultad para su remoción, puesto que solo será necesario eliminar el acceso oclusal al tornillo, realizar la maniobra necesaria y cerrar nuevamente el acceso con un nuevo material restaurador. En esto radica la gran ventaja de este tipo de prótesis implantosoportadas<sup>22, 23</sup>.

7.- *Oclusión*: La oclusión es un punto fundamental a tener en cuenta en todo tratamiento prostodóncico. Hoy en día podemos afirmar que la oclusión que le daremos a una prótesis implantosoportada, sobre todo si es fija, deberá facilitar la carga axial de los implantes y la estabilidad oclusal de la rehabilitación. En las prótesis atornilladas sobre implantes, la oclusión puede verse interferida por las chimeneas de salida de los tornillos de fijación, ya que interrumpen la cara oclusal y son obturadas con un material de propiedades mecánicas diferentes en cuanto a resistencia y desgaste de las del resto de la supraestructura, cosa que no ocurre en las prótesis cementadas. En ambos tipos de prótesis se requiere un continuo seguimiento desde el punto de vista biomecánico para controlar la fractura de los tornillos, el desajuste de los componentes de la rehabilitación y otros factores que puedan desestabilizar su equilibrio biodinámico<sup>8,24</sup>.

8. *Ajuste pasivo*: Por ser el objetivo principal de la tesis, le dedicaremos un capítulo aparte.

En resumen, en la práctica clínica existe cierta tendencia a la colocación de prótesis atornilladas sobre implantes debido a su fácil y cómodo asentamiento y remoción por parte del profesional. Sin embargo, no existe un consenso entre clínicos sobre cuál de los dos sistemas es mejor, ya que en la actualidad aún no se ha encontrado un sistema ideal de unión entre prótesis e implantes, ya sea mediante tornillos o cemento, por lo que se sigue investigando al respecto.

- **Tipos de prótesis según edentulismo**

- Edentulismo parcial:

A. *Unitario*: Ante la ausencia de un diente unitario en el segmento anterior, la indicación protésica es la de un pilar transepitelial estético. Como restauración final se cementarán coronas completas de cerámica de alta resistencia, inyectadas por presión, o bien de zircona, recubiertas por cerámica feldespática convencional. En cambio, en sectores posteriores, la restauración ceramometálica, cementada o atornillada, sigue siendo la elección, ya que los requerimientos estéticos son menores.

B. *Múltiple*: En el segmento anterior las indicaciones son similares, y es la zircona el material idóneo en el caso de existir pónicos. En segmentos posteriores, los puentes ceramometálicos cementados o atornillados son la elección por su resistencia mecánica.

- Edentulismo total:

Con respecto a la confección de las barras, estas se pueden realizar mediante sistema de colado en el laboratorio o mecanizadas por ordenador. En la actualidad, los sistemas mecanizados han demostrado en numerosas publicaciones que presentan mayor ajuste y precisión, ya que al diseñar y fabricar la estructura por ordenador se eliminan los procesos de contracción y expansión propios del sistema de colado del metal<sup>25,26,27,28</sup>. Entre los sistemas de barras más utilizados encontramos la barra Dolder (con sección ovoide o en U invertida), la Ackermann (con sección redonda), la Hader (en ojo de cerradura) y las que presentan alojamiento para machos de otros sistemas como el de bolas o Locator®.



Según la sección de las barras, las prótesis serán implantorretenidas, pero mucosoportadas (redondas u ovoides) o retenidas y soportadas totalmente por los implantes (en U o paredes paralelas)

Dado que existe un número considerable de opciones a la hora de plantear una rehabilitación total con implantes, es fundamental estudiar cada caso de forma individual para poder realizar la adecuada planificación a cada paciente. De este modo, cumpliremos uno de los axiomas más importantes en el tratamiento con implantes: proporcionar el tratamiento que sea más predecible, rentable y que satisfaga las necesidades anatómicas y los deseos personales del paciente.

### **2.3.- TERMINOLOGÍA RELATIVA AL CUERPO DEL IMPLANTE Y LOS COMPONENTES PROTÉSICOS**

El crecimiento exponencial del uso de implantes durante los últimos 20 años ha sido paralelo a la explosión en el campo de fabricación de los implantes. Actualmente, se dispone de más de 90 diseños, que ofrecen combinaciones innumerables de diseños de cuerpo implantario, formas de plataforma, diámetro, longitud, conexiones protésicas, estado de la superficie e interfases<sup>29</sup>.

El diseño más común de forma radicular combina un cuerpo implantario independiente con un pilar protésico, que permite colocar el implante bajo los tejidos blandos durante la cicatrización inicial del hueso. Se requiere un segundo procedimiento quirúrgico que ponga al descubierto el implante, a modo de abordaje quirúrgico en dos etapas, separadas por el proceso de cicatrización de los tejidos duros. La filosofía del diseño es conseguir una fijación rígida clínica, que se corresponda con una interfase microscópica de contacto directo entre hueso e implante, sin interposición de tejido fibroso, en una porción significativa del cuerpo del implante.

El cuerpo del implante es la porción del implante dental que se diseña para ser colocado en el hueso, con el fin de anclar los componentes protésicos. El cuerpo del implante está constituido por el módulo de la cresta, el cuerpo y el ápice<sup>30</sup>. (Fig.5)



Fig.5.- representación de las partes del implante

El módulo de la cresta de un implante es aquella porción diseñada para retener el componente protésico en un sistema de dos piezas. También representa la zona de transición entre el diseño del cuerpo implantario y la región transósea del implante, a nivel de la cresta del reborde. El módulo de la cresta también puede diseñarse con el fin de sobresalir sobre el tejido blando en algunos sistemas implantarios.

La zona de conexión del pilar, tiene con frecuencia, una plataforma sobre la que se coloca el mismo. Dicha plataforma ofrece resistencia física a las cargas oclusales axiales. Se incluye a menudo un mecanismo antirrotacional sobre la plataforma (hexágono externo), aunque puede extenderse hacia el interior del cuerpo del implante (hexágono interno, Cono Morse, surcos internos).

La plataforma precisa un acoplamiento que puede estar por encima o por debajo del nivel de la cresta ósea. Los mecanismos antirrotacionales forman parte, típicamente, de este elemento. La conexión clásica sobre la plataforma es un hexágono externo, con dimensiones que varían según el fabricante y el diámetro del implante.

Un ajuste de alta precisión en las dimensiones del hexágono externo, plano por plano, es fundamental para la estabilidad de la conexión entre el cuerpo del implante y el pilar.

Las conexiones internas pueden ser del tipo de hexágono interno y octágono. Otras formas geométricas engloban octogonal, tornillo cónico, hexágono cilíndrico, acanalada, en tubo de leva y pernoranura. Su conexión se produce por ajuste por deslizamiento o fricción, con fijación a tope o en bisel. Todas buscan proporcionar un encaje perfecto de los dos componentes con una tolerancia mínima<sup>21</sup>.

El pilar es la porción del implante que sostiene o retiene una prótesis o superestructura implantaria. Se define la superestructura como un armazón metálico que se ajusta a los pilares implantarios, y proporciona retención a una prótesis removible o sirve de estructura para una prótesis fija.

- **PILARES Y TIPOS DE CONEXIONES.**

El continuo desarrollo de los componentes protéticos en implantología ha aumentado considerablemente las posibilidades de tratamiento, exigiendo conjuntamente función y estética. Para obtener dichos resultados es importante tener en cuenta la función de los pilares, que pasaron de ser una simple conexión entre el implante y la prótesis, a ser un determinante fundamental en el logro final estético y funcional del tratamiento rehabilitador<sup>31</sup>.

- **CLASIFICACIÓN DE LO PILARES**

Clasificaremos a los pilares según:

*1. Por su conexión:*

- **Conexión Externa:** o de hexágono externo, la figura geométrica del hexágono se encuentra por encima de la plataforma del implante por lo cual los pilares asientan sobre los implantes<sup>2</sup>.
- **Conexión Interna:** o de hexágono interno, la figura geométrica se encuentra por debajo de la plataforma del implante por lo cual los pilares se introducen en los implantes<sup>2</sup>.
- **Cono Morse (CM):** es un sistema que se basa en un mecanismo de encaje, en el cual dos elementos, el pilar o elemento cónico (macho), entra en íntimo contacto con la superficie interna cónica del implante (hembra), creando de esta manera un ajuste por fricción en frío. La convergencia del cono es de 11°<sup>32</sup>.
- **SynOcta:** Desarrollado por "The International Team for Implantology" (ITI), es una conexión que combina un octógono interno con morse taper (unión de dos conos por fricción). Convergencia del cono 8 a 16°<sup>33</sup>.

## *2. Por su retención a la prótesis:*

- Atornillado: emplea un tornillo para fijar la prótesis al pilar transepitelial o directo al implante.
- Cementado: Su fijación se consigue mediante el uso de cemento.
- Pilar para retenedor: (attachment) emplea un sistema de retenedor para fijar una prótesis removible (como un retenedor en anillo-O ring) <sup>34</sup>.

## *3. Por su relación axial en relación con el cuerpo del implante.*

- Pilar recto: son pilares que presentan angulación de 0° con respecto al eje axial del implante, solo varia la altura gingival.
- Pilar Angulado: se utilizan en aquellos casos en los que es necesario una corrección de la angulación, de manera que los tornillos de acceso no queden en posición desfavorable<sup>35</sup>.

## *4. Por su material de confección:*

- Metálicos: El titanio es una de las aleaciones más utilizadas en implantología debido a sus excelentes propiedades biológicas y mecánicas. Además es un material dúctil, lo que realza su tolerancia hacia pequeños defectos o grietas. Muchos estudios clínicos han demostrado una excelente supervivencia en las restauraciones soportadas por pilares de titanio<sup>36</sup>. Existen también otros tipos de aleaciones utilizadas para la confección de pilares como: Aleaciones de Oro, Cromo-Cobalto, Níquel-Cromo.
- Pilares de plásticos: son fabricados a partir de un polímero plástico cuyo color es semejante al del diente, su objetivo es dar soporte a la restauración temporal, y su tiempo de permanencia en boca puede llegar hasta 180 días<sup>37</sup>.
- Pilares cerámicos: debido a los inconvenientes que ocasionaban los pilares metálicos tales como: visualización del pilar por la retracción gingival, o el cambio del color de la encía por la translucidez del metal en los biotipos periodontales finos particularmente en la zona estética, se crearon los pilares cerámicos.

Existen diversos estudios que destacan sus numerosas ventajas: Jung y cols., demostraron que los pilares cerámicos no producían un cambio de color en la mucosa perimplantaria en comparación con los pilares metálicos. Scarano y cols.<sup>38, 39</sup>, demostraron que en la superficie de pilares cerámicos, tales como son los pilares de zircona, existía menor adhesión bacteriana en este tipo de superficie en comparación con el titanio. Zembic y cols.<sup>40</sup>, realizaron un estudio clínico de 3 años observando que los pilares de zircona y titanio mostraron los mismos resultados biológicos, y de supervivencia<sup>41</sup>.

##### *5. Por su tipo de elaboración.*

- Pilares prefabricados:
  - No Modificables: Estos pilares se fabrican con los mismos tornos alfanuméricos que los implantes, por lo tanto, poseen entre ellos un alto ajuste y adaptación marginal. Creados por las empresas que industrializan los implantes ofrecen una gama amplia de alternativas de componentes protésicos, los cuales tratan de cubrir las diferentes posibilidades en la reconstrucción de coronas.
  - Pilares modificables: estos pilares se diferencian de los estándares por la posibilidad de modificar su sección (diámetro y forma) en el trayecto transmucoso ayudando a lograr un perfil de emergencia adecuado.
- Pilares confeccionados en laboratorio:
  - Son aquellos en donde el técnico de laboratorio mediante un cilindro de plástico (UCLA), que será fundido puede crear un pilar. Pueden ser colados (todo el cilindro es de plástico calcinable) o sobrecolados (el margen del cilindro es de una aleación de metal).
  -
- Pilares mecanizados::
  - Son pilares personalizados confeccionados con la tecnología CAD/CAM en titanio, cromo-cobalto o zircona<sup>41</sup>.

## ▪ CONEXIÓN ENTRE LA PRÓTESIS Y EL IMPLANTE

Desde la introducción del sistema Bränemark en los años 60 y 70, se han desarrollado un gran número de sistemas de implantes. Una de las características que ha sido objeto de debate es el diseño de la conexión que permite unir la estructura protésica a los implantes<sup>3</sup>.

Desde el principio, el sistema Bränemark se ha caracterizado por un hexágono externo (Fig. 6) que fue desarrollado para facilitar la inserción del implante en lugar de proporcionar un dispositivo antirrotacional. Esta configuración de hexágono externo ha sido muy útil en los últimos años y se ha incorporado en un gran número de sistemas. Sin embargo, tiene algunos inconvenientes debido a su altura limitada y, como consecuencia, eficacia limitada cuando son sometidos a cargas fuera del eje axial<sup>42</sup>. Por lo tanto, se ha especulado que, bajo grandes cargas oclusales, el hexágono externo podría permitir micromovimientos del pilar, causando así inestabilidad de la articulación que puede resultar en el aflojamiento del tornillo o la fractura por fatiga<sup>43</sup>.

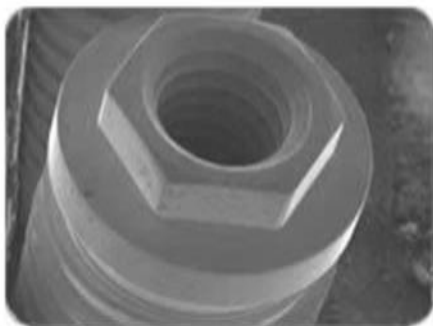


Fig.6



Fig.7

Las conexiones internas (Fig. 7) se introdujeron para reducir o eliminar estas complicaciones mecánicas y reducir el estrés transferido a la cresta ósea<sup>44</sup>.

Esto no es del todo cierto para todos los sistemas de conexión. A diferencia de la conexión externa hexagonal, las configuraciones de la conexión interna adoptadas por los diferentes sistemas no son iguales.

Se han identificado los factores que afectan a la unión del tornillo, y son: la altura del hexágono, el diámetro de la plataforma, el desajuste de los componentes y el asentamiento de los tornillos o los pilares<sup>45</sup>. Boggan y cols.<sup>46</sup> han estudiado la influencia del diseño en la resistencia mecánica y en la calidad del ajuste de la interfase implante-pilar. Los tipos de fracaso observados en las muestras sometidas a pruebas estáticas fueron la torsión o la deformación del tornillo del pilar, mientras que para las muestras sometidas a las pruebas de fatiga el tipo de fracaso observado más frecuente fue la fractura de dicho tornillo.

Se ha señalado el tipo de conexión implante-pilar como la variable más relevante que puede asegurar la estabilidad de dicha unión. Se ha postulado que la conexión interna demuestra una mayor resistencia a la flexión y una mejor distribución de la fuerza sobre las configuraciones externas<sup>47</sup> debido a su capacidad para disipar las cargas laterales dentro del implante y para resistir conjuntamente creando un cuerpo unificado, mostrando así una distribución de carga más favorable en el área de conexión<sup>48,49</sup>.

- **AJUSTE DE LOS COMPONENTES**

El diseño de los componentes del implante y de la prótesis está relacionado con la incidencia de aflojamiento de los tornillos.

Cuando las conexiones entre el implante y el pilar están desajustadas, se generan tensiones inadecuadas sobre el tornillo que los mantiene unidos<sup>50</sup>. Las pruebas mecánicas demuestran una relación directa entre la tolerancia de las dos superficies lisas del hexágono externo y la estabilidad del tornillo del pilar o prótesis.

Binon y cols.<sup>51</sup> demostraron que se puede alcanzar una gran estabilidad en la unión roscada cuando la distancia media entre las dos superficies es de menos de 0,005 mm dentro del hexágono y una distancia menor de 0,05 mm entre las superficies de la muestra completa.

En la literatura se muestra que el desajuste en los componentes del pilar puede llegar a ser de hasta 66  $\mu\text{m}$  en sentido vertical entre el pilar y el cuerpo implantario, 10° en sentido rotatorio y una discrepancia horizontal de hasta 99  $\mu\text{m}$ . Estos datos oscilan dependiendo del tipo de sistemas de implantes. La tolerancia al mecanizado de algunos sistemas puede ser tan pequeña como 5  $\mu\text{m}$  y menor de 1° en la rotación. Cuanto más preciso sea el ajuste de los distintos componentes, menos fuerza se aplicará hacia el tornillo del pilar<sup>51</sup>.

Cuando el pilar puede rotar sobre la porción del módulo de la cresta del implante, se generan muchas más fuerzas sobre el tornillo. Cada fabricante tiene componentes con diferente tolerancia en la conexión implante-pilar. El mayor ajuste (angulación de “Morse”) obtiene una conexión directa entre los metales. Otros fabricantes de pilares pueden permitir una rotación de 3° a 6° alrededor de la configuración hexagonal del módulo de la cresta<sup>30</sup>.

## **2.4.- ALEACIONES EN IMPLANTOPRÓTESIS**

### **2.4.1.- BIOMATERIALES EN IMPLANTOLOGÍA.**

La selección apropiada del biomaterial del implante es considerado un factor clave para el éxito a largo plazo de los mismos. El entorno biológico no acepta por completo cualquier material por lo que para optimizar su rendimiento, los implantes deben ser seleccionados para reducir la respuesta biológica negativa manteniendo al mismo tiempo la función adecuada.

Siempre hay que analizar exhaustivamente las propiedades físicas, mecánicas, químicas y eléctricas de los componentes elementales a la hora de aplicar cualquier biomaterial, ya que esas propiedades proporcionan una información fundamental para los análisis biomecánicos y biológicos interrelacionados de la función del propio biomaterial<sup>52</sup>. Una propiedad muy importante de los materiales a la hora de mejorar su diseño (contorno y forma) es su deformación elástica.



El control de la distribución de las tensiones microscópicas localizadas depende en gran medida de las propiedades elementales del biomaterial (por ejemplo, propiedades químicas superficiales, microtopografía, módulo de elasticidad) y de que la superficie del biomaterial esté unida a los tejidos adyacentes<sup>53</sup>.

Debido a ello, la pretensión de mejorar la respuesta de los tejidos y limitar la biodegradación restringe a menudo el número de materiales que se pueden usar con total seguridad dentro de la cavidad oral y los tejidos<sup>54,55</sup>.

## 2.4.2.-REQUISITOS FÍSICOS, MECÁNICOS Y QUÍMICOS DE LOS MATERIALES PARA IMPLANTES.

### *1.-Propiedades físicas y mecánicas.*

Sobre el material de un implante actúan fuerzas que presentan componentes de tracción, de compresión y de cizallamiento. Como en la mayoría de los materiales, las fuerzas de compresión suelen ser mayores que las fuerzas de tracción y de ruptura. Todos los fallos por fatiga obedecen a las leyes mecánicas que correlacionan las dimensiones del material con las propiedades mecánicas de éste. Frecuentemente, se observa un problema entre la resistencia mecánica y la deformabilidad del material y el hueso receptor<sup>54</sup>.

En general, el límite de fatiga de los materiales metálicos para implantes equivale aproximadamente al 50% de su resistencia final a la tracción. No obstante, esta relación solo puede aplicarse a los sistemas metálicos; los sistemas poliméricos no tienen un límite inferior de resistencia a la fatiga, los materiales cerámicos son poco resistentes a las fuerzas de ruptura<sup>55</sup>, debido a una combinación de resistencia a la fractura y falta de ductilidad, que puede conducir a una fractura frágil.

Los metales en cambio pueden calentarse durante períodos de tiempo para alterar sus propiedades, modificarlos mediante la adición de elementos de aleación o alterarlos mediante procesos mecánicos, seguidos por envejecimiento o de endurecimiento por dispersión hasta conseguir un material procesado con la resistencia y ductilidad ideales.

La mayoría de los estándares consensuados para los metales (American Society for Testing and Material [ASTM], International Standardization Organization [ISO], American Dental Association [ADA]) exigen una ductilidad mínima del 8 % para limitar las fracturas frágiles. El endurecimiento de la fase microestructural mixta de los materiales austeníticos con nitrógeno (por ejemplo, aceros inoxidables) y la pureza cada vez mayor de las aleaciones parecen especialmente indicados para conseguir la máxima resistencia y mantener este grado de deformación plástica posible<sup>30</sup>.

## *2.- Corrosión y biodegradación.*

La corrosión representa un problema muy importante para los materiales metálicos empleados en implantología dental. Las diferencias entre las composiciones de electrolitos y el oxígeno presentes en la cavidad oral son diferentes de que las presentes en los líquidos tisulares. Además, el pH puede variar en el interior de la cavidad oral, debido a esto, el pH al que los implantes están constantemente expuesto es mayor a otros puntos específicos de los tejidos dentro de la cavidad oral<sup>56</sup>. Los procesos galvánicos dependen de la pasividad de las capas de óxido, que se caracterizan por un índice de disolución mínimo y una capacidad de regeneración muy alta en metales como el titanio. La capa pasiva tiene un espesor de solo unos nanómetros y suele estar formada por óxidos o hidróxidos de los elementos metálicos con mayor afinidad por el oxígeno. En metales de grupos reactivos como el titanio, el niobio, el circonio, el tantalio y otras aleaciones relacionadas, las propiedades de la capa pasiva dependen de los materiales elementales. Las zonas de estabilidad de los óxidos de los elementos del recubrimiento del implante abarcan los valores de pH característicos del medio oral. Sin embargo, los óxidos de titanio, de tantalio y de niobio cubren una zona de estabilidad ambiental mucho mayor que la de los óxidos de cromo<sup>57</sup>.

## *3.- Agrietamiento por corrosión y tensión.*

La combinación de una tensión mecánica intensa y de una exposición simultánea a un entorno corrosivo puede causar el fallo de los materiales metálicos por agrietamiento, aunque ninguno de esos factores por separado causaría el fallo.

Por otra parte, las superestructuras protésicas no pasivas pueden incorporar tensiones permanentes, lo que influye considerablemente en este fenómeno en las prótesis cargadas. La corrosión galvánica se produce cuando dos materiales metálicos diferentes entran en contacto y están rodeados por un electrólito que da lugar a la aparición de un flujo de corriente entre ambos<sup>58</sup>. La corrosión por desgaste tiene lugar cuando se produce micromovimientos y un contacto de fricción en el seno de un medio corrosivo. Ni siquiera los óxidos cerámicos son totalmente resistentes a la degradación. La corrosión de los materiales cerámicos podría compararse con la disolución química de los óxidos en iones o complejos de iones de los óxidos metálicos de los sustratos respectivos.

#### *4.- Toxicidad.*

La toxicidad se debe principalmente a los productos de la biodegradación primaria (aniones y cationes simples y complejos), especialmente de aquellos de los metales de mayor peso atómico. Debemos de tener presente algunos factores en relación con la toxicidad, entre los cuales tenemos:

1. la cantidad de material que se disuelve por biodegradación por unidad de tiempo;
2. la cantidad de material eliminada por la actividad metabólica en la misma unidad de tiempo,
3. las cantidades de partículas sólidas e iones que se depositan en el tejido, así como su posible paso a los sistemas orgánicos<sup>59</sup>.

La transformación de sustancias primarias perjudiciales va a depender de su grado de solubilidad y de transferencia. Se sabe que el cromo y el titanio reaccionan localmente a concentraciones muy bajas, mientras que el cobalto, el molibdeno y el níquel pueden permanecer disueltos a concentraciones relativas superiores y pueden circular así por los líquidos corporales. Diversos estudios han documentado la toxicidad relativa del titanio y de sus aleaciones<sup>60</sup>.

#### 2.4.3.- CONCEPTO DE ALEACIÓN

Las propiedades mecánicas de un metal puro resultan generalmente insuficientes para su aplicación odontológica, lo que fundamentalmente se debe a dos hechos principales: la adición de impurezas a un metal puro lo endurece, mientras que el segundo se refiere a la facilidad que presentan los metales para formar entre ellos soluciones líquidas y sólidas de concentración más o menos conocida.

De este modo, si por medio de la fusión dos o más metales forman una fase líquida (en la que la parte homogénea de un sistema está separada físicamente de las otras), se obtiene posteriormente por la solidificación de dicha fase líquida, una “aleación”; es decir, un metal macroscópicamente homogéneo que, por analogía con las soluciones líquidas, se denomina “solución sólida” y además mejora las propiedades de los metales puros que combinados originan dicha aleación<sup>61</sup>.

#### ***Características y propiedades generales de las aleaciones de uso odontológico***

Con anterioridad a la década de los setenta y dado que en aquella época la mayoría de las aleaciones de uso odontológico contenían oro en su composición, dichas aleaciones de oro se denominaban “preciosas” y las constituidas por metales base, “no preciosas”.

Pero deben usarse preferentemente los términos noble alto, noble y con predominio de metales base; aunque los laboratorios siguen utilizando la acepción de “semipreciosas” para referirse a las aleaciones compuestas principalmente de paladio o de plata, e incluso a algunas con contenido en oro. A partir de este momento se utilizarán los términos de aleación noble o seminoble para hacer referencia a las aleaciones “semipreciosas”. Las aleaciones, por tanto, pueden clasificarse atendiendo a varios criterios. Si se clasifican por su composición, los elementos que contienen dichas aleaciones se registran en orden decreciente de su presencia porcentual en la aleación<sup>62</sup>.

En 1.984 la Asociación Dental Americana (ADA) establece en su especificación nº 5, la siguiente clasificación de las aleaciones en función de su composición<sup>63, 64</sup> :

- Aleaciones nobles altas, con un porcentaje en peso de metales nobles igual o superior al 60% y de oro igual o superior al 40%. Dentro de este grupo se enmarcan las aleaciones de oro puro (tipos I-IV), oro-platino-paladio, oro-platino, oro-paladio-plata, y oro-paladio <sup>65,66</sup>.
- Aleaciones nobles: con un contenido en metal noble igual o superior al 25%. A este grupo pertenecen las aleaciones de base paladio (como la empleada en nuestro estudio), además de otras aleaciones como las de plata-paladio, paladio-cobre, paladio-cobalto, paladio-galio-plata, paladio-galio-plata-oro, paladio-cobre-galio, oro-cobre-plata-paladio y oro-cobre-paladio-indio<sup>62,64</sup>.
- Aleaciones con predominio de metal base, cuyo contenido de metal noble es inferior al 25%. Dentro de ellas se incluyen las aleaciones de titanio, níquel-cromo y cobalto cromo.

Las propiedades y características de las aleaciones vienen establecidas por diferentes normas internacionales (ISO)<sup>67</sup>. En todos los casos deberán ser biocompatibles en la triple vertiente de no tóxicas, no alergénicas y no carcinogénicas. Serán susceptibles de un correcto acabado y pulido para aportar cualidades estéticas y evitar la corrosión; tendrán una resistencia elevada, tanto a la compresión como a la tracción; intervalo de fusión no demasiado amplio, alto límite elástico, rigidez adecuada a cada caso, moderada ductilidad y gran dureza<sup>68</sup>.

Las aleaciones contienen dos o más elementos base a los que se incorporan otros metales en proporciones variables para mejorar sus propiedades. Así se utilizan para mejorar la facilidad del colado aumentando la fluidez, modificar el punto de fusión, la dureza, la rigidez, la tenacidad y el coeficiente de expansión térmica; además de optimizar el tamaño del grano durante el enfriamiento y aumentar la resistencia y el poder anticorrosivo de la aleación en estado sólido. Estos elementos modificadores se añaden en cantidades muy pequeñas y varían de unas aleaciones a otras, pero conviene conocerlos para seleccionar el tipo de aleación adecuada al trabajo a realizar<sup>69,70</sup>.

- **ALEACIONES DE TITANIO**

A causa de su peso ligero, bajo módulo de elasticidad y resistencia a la corrosión, el titanio y algunas de sus aleaciones han sido materiales importantes para la industria desde la década de 1950. Ahora, con las ventajas adicionales de una excelente biocompatibilidad y fácil conformación y acabado, estos materiales encuentran múltiples usos en aplicaciones dentales<sup>71</sup>.

El titanio comercialmente puro, que es el empleado con mayor frecuencia para la confección de prótesis, incorpora además cantidades mínimas de oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro y carbono durante los procedimientos de purificación<sup>72</sup>.

Estas pequeñas adiciones modifican las propiedades fisicoquímicas del titanio, lo que justifica la existencia de los tipos o grados de este metal (según la clasificación propuesta por la A.S.T.M. o American Society of Testing and Materials).

No existen indicaciones exclusivas de cada uno de estos grupos para determinados tipos de prótesis, aunque debido a la diferencia de sus propiedades puede haber ciertas preferencias a la hora de seleccionar un grado u otro de titanio en la confección de ciertos diseños.

El titanio puro de grado I se emplea en barras sobre implantes; el titanio puro de mercado grado II (Ti CP 2) se aconseja para las restauraciones fijas sometidas a pequeños esfuerzos mecánicos, así como para la fabricación de cofias en coronas individuales y puentes de pequeña extensión mecanizados y diseñados mediante el sistema Procera. El titanio de grado IV (Ti CP 4) se utiliza para la elaboración de prótesis parciales removibles sometidas a mayores cargas. Además del titanio puro se pueden emplear alguna de sus aleaciones como: Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd fundamentalmente la primera<sup>73</sup>.

Actualmente disponemos de dos técnicas diferentes para procesar el titanio: la técnica del mecanizado, desarrollada por el Dr. Matts Andersson en 1.983 con el sistema Procera que combina la tecnología CAD/CAM con la electroerosión; y la técnica del colado a la cera perdida<sup>74</sup>.

A su vez, el colado puede realizarse mediante dos procedimientos, bien por centrifugado, que emplea fuentes de fusión más potentes que las habituales para colar metales convencionales; o en otros casos con sistemas de presiónvacío o “skull-melting”, que actualmente son los de elección porque garantizan la consecución de una atmósfera sin contaminación para proporcionar colados correctos<sup>75,76</sup>.

#### ▪ PROPIEDADES FÍSICAS

En general, las propiedades físicas del titanio son similares a las de las aleaciones de oro, pero inferiores a las de las restantes aleaciones metálicas convencionales<sup>77</sup>.

La densidad del titanio es menor que la de otras aleaciones como el oro, el níquel-cromo o el cobalto-cromo. El peso específico del titanio empleado en los colados es de 4.5 g/cc. Esta característica permite realizar prótesis más ligeras y cómodas<sup>78</sup>.

El titanio tiene un bajo módulo de elasticidad, por lo que las estructuras coladas con este metal son menos rígidas que las de cobalto-cromo. En prótesis fija, dicho módulo de elasticidad (110G N/m<sup>2</sup>), que se aproxima al de las aleaciones de oro tipo IV, representa una ventaja en el proceso de ajuste oclusal o si fuera necesario levantar una prótesis cementada por algún motivo<sup>79</sup>. Las aleaciones de titanio presentan gran resistencia a la fatiga; a la tensión y deformación; y gran ductilidad.

Sin embargo, el titanio posee una baja resistencia a la torsión en comparación con las aleaciones de metales base. La rigidez del material es baja, al igual que sucede con las aleaciones de oro, ya que el módulo de elasticidad de Young es la mitad del correspondiente a las aleaciones de metales no preciosos como el cobalto-cromo o el níquel-cromo. Por ello, para evitar la deformación de las prótesis se debe sobredimensionar el tamaño de las piezas que las componen.

El titanio muestra una microdureza favorable de 210 V.H.N. en la escala Vickers (frente a los 600 V.H.N. de la porcelana).

Según otros autores la dureza Vickers del titanio se sitúa entre 60 y 130 V.H.N., valores comparables con los de las aleaciones de oro o de níquel-cromo, pero menores que los de cobalto-cromo. Este parámetro es importante ya que refleja la facilidad con la que se puede pulir el metal y la medida en que resistirá dicho pulido.

El punto de fusión del titanio puro es de 1.668°C, valor que se sitúa muy por encima de las aleaciones dentales convencionales. Sin embargo, dicho punto de fusión puede ser modificado por los diferentes metales que intervienen en las aleaciones de este material<sup>80</sup>.

En cuanto a la dilatometría térmica del titanio, su bajo coeficiente de expansión térmica ( $\alpha$ ), se traduce en menos cambios dimensionales durante las oscilaciones de temperatura, es decir, mayor exactitud y precisión dimensional o ajuste durante los diferentes requerimientos clínicos.

Finalmente, el titanio posee una baja conductividad térmica (21.4 W/mK<sup>81</sup>). Si se toma en consideración que la capacidad de conducción del calor de las aleaciones nobles altas se encuentra en un rango entre 120 y 300 W/mK, mientras que el mismo valor para el esmalte intacto se sitúa en torno a 0.88 W/mK; es evidente que el titanio puede considerarse un metal de características significativamente más fisiológicas, ya que conduce las agresiones térmicas en menor medida.

En caso extremo, una pieza de oro dental puede conducir el calor hasta 14 veces más intensamente que el titanio. Por ello es preciso tomar precauciones al trabajar con instrumentos rotatorios evitando las temperaturas elevadas y el exceso de presión, ya que la baja difusión del calor que genera la fricción puede generar incrementos térmicos concentrados en áreas puntuales, que alteren las propiedades metálicas del titanio<sup>82</sup>.



- **PROPIEDADES QUÍMICAS**

La propiedad química más importante del titanio es su excelente resistencia a la corrosión. En su superficie, el titanio forma una capa de óxido de titanio (mayoritariamente compuesta de rutilo), que actúa como pasivante y reduce la liberación de iones al medio salivar. La pasividad, que resulta muy adecuada a bajas temperaturas, aumenta progresivamente con el calor; lo que plantea un problema técnico de colado, dado que el titanio a temperaturas elevadas es capaz de absorber grandes volúmenes de oxígeno y nitrógeno, con lo que mejora su dureza pero también se hace más frágil<sup>83</sup>.

- **PROPIEDADES BIOLÓGICAS**

Este metal se caracteriza por su excelente biocompatibilidad. Gil y cols.<sup>84</sup> observaron que el titanio colado presenta una menor tendencia a la corrosión que el titanio mecanizado, ya que forma una capa de óxido superficial más homogénea y adherida que protege mejor al metal. En cualquier caso, y gracias a su gran resistencia a la corrosión, el titanio se comporta como un material no tóxico, antialérgico y muy biocompatible. Por todo ello, constituye una excelente alternativa a las aleaciones convencionales para aquellos pacientes con hipersensibilidad a alguno de sus componentes.

- **ALEACIONES DE CROMO - COBALTO**

En 1932, se introdujo la primera aleación a base de cobalto y cromo utilizada en odontología, que fue conocida con el nombre de Vitallium<sup>61</sup>. Las aleaciones de cobalto cromo también se denominan impropriamente con el nombre comercial registrado de Stellites (por su brillo)<sup>85</sup>.

Estas aleaciones se componen básicamente de cobalto, entre un 35 y 65%; y cromo, en proporciones que oscilan entre un 20 y un 35%. Además contienen cantidades variables de otros elementos que modulan las propiedades de la aleación final, siendo los más frecuentes el molibdeno, carbono, tungsteno, berilio, silicio, hierro y manganeso<sup>85</sup>.

## ▪ PROPIEDADES FÍSICAS

Su ligereza se debe a su pequeña masa volumétrica. El módulo de elasticidad, el límite elástico y la resistencia a la ruptura del cromo- cobalto son los más elevados de todas las aleaciones utilizadas en odontología. Su gran límite elástico permite prácticamente evitar toda deformación plástica de las estructuras de prótesis <sup>61</sup>. Su alto módulo de elasticidad, cuyo valor duplica al del oro, hace posible conseguir la misma rigidez que con este metal, pero a espesores mucho más finos, permitiendo un menor volumen de las prótesis<sup>68</sup>.

Como consecuencia de su elevado límite elástico, las aleaciones de cobalto-cromo presentan gran resistencia a la fatiga, lo que las hace ideales para soportar fuerzas en boca durante mucho tiempo<sup>86,87</sup>. Por el mismo motivo, las estructuras confeccionadas en aleación de cromo -cobalto, presentan la mayor rigidez de todas las aleaciones dentales, incluso por encima de la rigidez del titanio<sup>88</sup> de forma que a su vez, ambos metales superan en este aspecto a las aleaciones de oro y otros metales nobles, que son mucho más elásticos<sup>89,90</sup>. La dureza global de las aleaciones de cobalto-cromo suele oscilar entre 280 y 365 V.H.N., mientras que la dureza de la dentina es de 70 V.H.N. y la del esmalte de 320 V.H.N.<sup>61</sup>. Por ser aleaciones duras, su superficie resulta difícil de acabar y pulir<sup>68</sup>. Las aleaciones de cobalto-cromo tienen un elevado intervalo de fusión (muy superior al de las aleaciones nobles<sup>91</sup>); tanto mayor cuanto más alto es el contenido en cobalto, de manera que la fusión comienza alrededor de los 1.250°C y termina sobre los 1.450°C.

## ▪ PROPIEDADES QUÍMICAS

El eutéctico o sistema de dos fases íntimamente unidas originadas por la cristalización independiente del cromo y el cobalto al alcanzar el estado sólido, da lugar a granos cristalinos que son diferentes para cada metal y aparecen mezclados<sup>68</sup> a la temperatura de 1.400°C, correspondiendo al 42% en peso de cromo o 45 átomos %. Unos de los principales fenómenos que determinan la durabilidad de un material utilizado en la boca es su estabilidad química<sup>92</sup>.

La corrosión conlleva un empeoramiento de la estética, una disminución de las propiedades físicas del metal en cuestión y desde el punto de vista biológico, posibles procesos de toxicidad o alergia con la consiguiente irritación de los tejidos bucales<sup>63</sup>. La propiedad que se refiere a la capacidad de un material para disolverse o no en un determinado medio, es precisamente, la corrosión.

En este sentido, el entorno oral es idóneo para que en él se produzca una corrosión acuosa, ya que en la saliva existen aniones agresivos como el cloruro. Además, los metales en el entorno bucal están expuestos a cambios bruscos de tensión, niveles de oxígeno, salinidad, pH y temperatura<sup>92,93,94</sup>. Cuando dos metales distintos (con diferente potencial de oxidación) se encuentran inmersos en el mismo electrolito, su propia diferencia de potencial genera un fenómeno de pila galvánica con un flujo de corriente dirigido desde el metal menos noble (ánodo) hacia el más noble de ambos (cátodo), que determina la corrosión del ánodo<sup>95</sup>. El papel del cromo es, a este respecto, fundamental en la resistencia a la oxidación en caliente. La resistencia a la corrosión electroquímica de estas aleaciones se ha manifestado muy satisfactoria en soluciones salivares artificiales, incluso en presencia de ácido láctico. Las fracturas producidas en estructuras de cromo-cobalto, parecen más bien ser debidas a defectos en los colados, como han confirmado los exámenes radiográficos; que a fenómenos de corrosión derivados de la fatiga<sup>61</sup>.

#### ▪ PROPIEDADES BIOLÓGICAS

En Odontología, a pesar de la coexistencia eventual de metales diferentes capaces de crear pares galvánicos, estos fenómenos sólo parecen tener una importancia relativa. Las aleaciones de cromo-cobalto son biocompatibles. Al no poseer níquel en su composición, la aleación seleccionada no es alergénica; al tiempo que tampoco resulta tóxica ni carcinogénica, especialmente cuando el berilio, al que se le han atribuido estas propiedades, no está presente en su composición<sup>61</sup>.

## **2.5.- AJUSTE EN PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES**

### **2.5.1.-CONCEPTOS Y TIPOS DE AJUSTE MARGINAL**

Entendemos por ajuste o sellado marginal en prótesis fija “la exactitud con la que se encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación, previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria”<sup>96</sup>.

Según Holmes y cols. 1989<sup>97</sup> el desajuste marginal puede ser medido en diferentes sitios, dando origen a varias discrepancias marginales según el lugar de medición (Fig.8):

- *Desajuste interno*: Es la mayor discrepancia existente entre la superficie interna de la restauración y la línea de terminación de la preparación, medida en la región interna y perpendicularmente a ambas superficies.
- *Desajuste externo o marginal*: Es la mayor distancia que existe entre la restauración y la línea de terminación, medida en la porción externa.
- *Desajuste marginal vertical*: Es el desajuste externo medido longitudinalmente al eje del diente.
- *Desajuste marginal horizontal*: Es el desajuste externo medido perpendicularmente al eje longitudinal del diente.
- *Desajuste sobreextendido*: Es la distancia que existe entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente, medido perpendicularmente al eje longitudinal del diente, es decir la distancia que rebase la restauración a la línea de terminación.
- *Desajuste infraextendido*: Es la misma distancia que la anterior, pero en este caso es el diente el que sobrepasa la restauración.
- *Desajuste marginal absoluto o total*: Es la combinación angular del desajuste marginal vertical y el horizontal. Para Hung y cols. es la distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial.

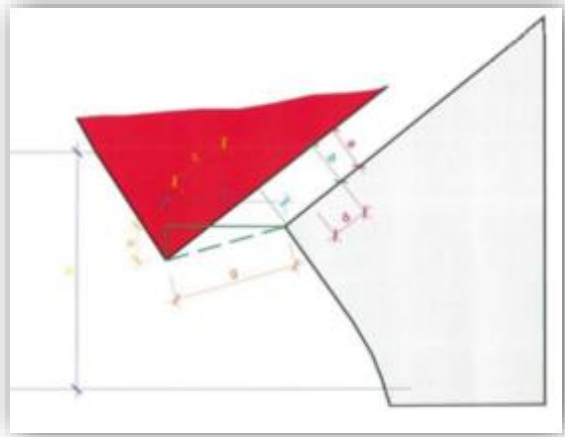


Fig.8.- Diagrama de Holmes y cols. 1989

- a) Desajuste interno*
- b) Desajuste marginal o externo*
- c) Margen sobreextendido*
- d) Margen infraextendido*
- e) Discrepancia marginal vertical*
- f) Discrepancia marginal horizontal*
- g) Discrepancia marginal absoluta*

Holmes y cols 1989<sup>97</sup> clasificaron los posibles defectos marginales en cuatro tipos de discrepancias marginales (fig. 9):

- Sin defectos. La discrepancia marginal absoluta es nula. No existen defectos ni verticales ni horizontales. Se trata del ajuste ideal.
- Defectos verticales. La discrepancia en este caso es vertical, no hay defectos de extensión. El desajuste marginal absoluto coincide con el vertical, externo e interno.
- Defectos horizontales. En este tipo la discrepancia marginal horizontal coincide con la absoluta, que es el error de extensión. Por lo tanto, en este grupo se pueden encontrar dos subtipos de defectos horizontales:
  - Defectos de sobreextensión
  - Defectos de infraextensión
- Defectos mixtos. Son una combinación de todos los defectos anteriores, son los más usuales, ya que encontrar defectos verticales u horizontales puros es muy difícil. Existen dos grupos:
  - Defectos verticales sobreextendidos
  - Defectos verticales infraextendidos



Fig 9.- Diagrama de discrepancias marginales

Al realizar prótesis sobre implantes el ajuste marginal no es tan necesario para evitar caries secundaria, ni hipersensibilidad, pues obviamente, el pilar metálico o cerámico no puede sufrir ese tipo de patología, pero sí que es necesario para evitar patología periodontal, pues si existe un desajuste marginal puede acumularse en esa zona bacterias patógenas. Cabe distinguir entre los conceptos de ajuste marginal y ajuste pasivo. Ajuste marginal implica la relación de encaje que tiene dos cuerpos de forma estática, es decir, la cantidad de interfase que existe entre una estructura protésica y el muñón sobre el que encaja y sobre el que se fija mediante un tornillo o cemento dental. Ajuste pasivo implica el mismo concepto pero con un añadido, los cuerpos deben encajar sin que exista una fuerza externa que los haga encajar<sup>98</sup>.

Cabe destacar que actualmente se están perfeccionando las conexiones para que no exista filtración entre estas dos piezas, pero la literatura<sup>98</sup> muestra como existe microfiltración bacteriana en el desajuste entre el implante y el pilar aún con implantes que muestran un alto nivel de ajuste entre los componentes.

La conexión implante-pilar puede ser un área donde existen condiciones adversas tanto biológicas como mecánicas. Las complicaciones biológicas pueden ser el aumento del espacio entre hueso e implante<sup>99</sup>, gingivitis<sup>17</sup> y pérdida ósea<sup>100</sup>. Las complicaciones mecánicas, pueden ser la rotación, la rotura<sup>101</sup>, o la pérdida del tornillo<sup>102</sup>.

Por ello varios estudios han demostrado la importancia de la unión pilar-implante, y además establecen estar de acuerdo con que no hay un sistema estándar de medición del microgap creado entre ambas estructuras<sup>103</sup>.

#### 2.5.2. AJUSTE DE LA CONEXIÓN IMPLANTE-PILAR

Desde un punto de vista técnico, las discrepancias y microgaps entre los componentes son inevitables cuando las distintas partes han sido mecanizadas por separado y se montan juntas. No obstante, se han hecho innumerables esfuerzos para lograr una conexión implante-pilar firme.

En la unión entre el pilar y el implante el ajuste suele venir dado por el fabricante, pues se trata de piezas mecanizadas industrialmente para conectar la estructura protésica con el implante. El ajuste está muy relacionado con el grado de tolerancia admitido que se define como el desajuste mínimo para el encaje recíproco de las dos piezas sin que exista una fricción excesiva. Estos pilares normalmente van atornillados.

Se ha documentado que la microfiltración y la colonización bacteriana aparecen con diferentes tipos de conexiones implante-pilar<sup>99</sup>. Un microespacio en la interfase implante-pilar permite que los microorganismos proliferen cerca de la unión epitelial, que a menudo resulta en la resorción ósea aproximadamente 2 mm apical al microespacio<sup>104</sup>.

Las complicaciones mecánicas de un pobre ajuste del pilar al implante pueden incluir aflojamiento de los tornillos, la rotación del pilar, y la fractura del pilar. Binon<sup>105</sup> mostró que el aflojamiento del tornillo era más probable cuando los pilares estaban mal adaptados. Carr y cols.<sup>106</sup> demostraron que las irregularidades producidas durante los procedimientos de colado dio como resultado una disminución del 30% en los valores de precarga, que se prevé que aumenta el aflojamiento del tornillo.

Muchos estudios han demostrado la importancia del ajuste implante-pilar. Estableciendo que no hay un sistema estándar de medición del microgap creado entre ambas estructuras. Esto ha hecho difícil las comparaciones entre estudios. Muchas de las técnicas establecidas para medir el ajuste marginal de las restauraciones convencionales se han adaptado y utilizado para la medición de la interfase implante-pilar.

Un sistema de clasificación estandarizado para caracterizar la interfase implante-pilar facilitaría las comparaciones entre los estudios y podría ayudar a mejorar la comprensión de las complicaciones relacionadas con dicha unión<sup>50</sup>.

### 2.5.3.- PASIVIDAD DE LA ESTRUCTURA PROTÉSICA

**Distorsión:** la fabricación de prótesis sobre implantes requiere muchos pasos clínicos y de laboratorio que deben ser muy precisos. En cada etapa durante la fabricación de este tipo de prótesis puede introducirse algún pequeño error, que resultará en una distorsión de la posición de la prótesis respecto a los implantes. Nicholls<sup>107</sup> definió la distorsión que puede ocurrir durante la fabricación de la estructura protésica como “movimiento relativo de un punto o grupo de puntos, alejándose respecto a una posición de referencia fijada originariamente”. Esta distorsión puede ocurrir en las tres posiciones del espacio, en los ejes de rotación y de traslación, y se expresa través de la “ecuación de la distorsión”, que es la suma de todas las pequeñas distorsiones que han acaecido durante la fabricación de la prótesis. Cuando el total de estas distorsiones es cero se consigue el AJUSTE TOTALMENTE PASIVO. En la literatura se cuestiona si es posible conseguir este ajuste completamente pasivo<sup>107</sup>.



#### 2.5.4. TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE AJUSTE

Los puntos de referencia para las mediciones y la terminología descriptiva para definir “ajuste” varían considerablemente entre los investigadores. A menudo el mismo término es utilizado para referirse a diferentes medidas o diferentes términos son utilizados para referirse a la misma medida. Esto significa una constante fuente de confusión cuando se comparan los diferentes estudios<sup>108</sup>.

No fue hasta 1989 cuando Holmes y colaboradores unificaron las referencias empleadas para medir la interfase marginal<sup>97</sup>. De todos los parámetros propuestos por estos autores, la discrepancia absoluta es el índice más representativo porque es una combinación del desajuste vertical y horizontal. A pesar de ello, resulta complicado resumir en un sólo dato toda la información presente en el "gap". Por este motivo, es imprescindible realizar varias mediciones a lo largo del margen si se quieren obtener unos resultados relevantes<sup>108</sup>. (Fig. 10)



Fig. 10. Terminología de la discrepancia implante-pilar

Uno de los métodos más usados es la medición de la interfase marginal mediante el análisis de imagen. Se trata de una técnica simple y conservadora. Con este método se puede examinar claramente la interfase sin necesidad de cortar el espécimen. Se pueden realizar mediciones del ajuste de una forma sistemática y objetiva<sup>109</sup>.

Diversos investigadores utilizan el microscopio óptico colocando la muestra de forma perpendicular al microscopio para observar el desajuste. Otros autores utilizan el microscopio de barrido electrónico (MEB); se trata de una técnica conservadora, con un excelente poder de magnificación que permite analizar con gran precisión la discrepancia y la calidad marginal. Pero, el MEB también tiene limitaciones ya que requiere una preparación previa de las muestras (fijación, metalización, etc.) y la exactitud de sus medidas depende del ángulo de observación<sup>110,111</sup>.

Jemt y cols.<sup>112</sup> hacen referencia a cuatro métodos para medir el ajuste marginal. Dos de ellos consisten en técnicas de medición con galgas calibradas. Un tercero utiliza un láser y en el último se miden unos fotogramas en tres dimensiones. Comparan estos métodos y ven que tienen una precisión de  $\pm 5\mu$ , pues al hacer las mediciones repetidas se obtienen resultados con una desviación típica de  $5\mu$ . Concluyen que debe tenerse en cuenta este valor a la hora de comparar ajustes obtenidos con distintos métodos.

En clínica es difícil valorar de forma suficientemente precisa el grado de ajuste de una prótesis implantosoportada. Varios factores pueden influir como por ejemplo la agudeza visual, la luz, el ángulo de visión y la utilización de lupas, e inclusive el grado de experiencia del profesional.

#### 2.5.5.- MÉTODOS CLÍNICOS DE VALORACIÓN DEL AJUSTE.

- **PRESIÓN DIGITAL ALTERNA.**

Consiste en realizar presión con el dedo sobre la estructura no atornillada de manera alterna en ambos extremos de la estructura. Si notamos un balanceo de la misma o aparición de burbujas de saliva en la interfase entre el implante y el pilar transepitelial significará que al ajuste no es pasivo<sup>113</sup>. Es un método que depende de la capacidad táctil del operador y que es menos eficaz cuando la estructura es corta o los márgenes son subgingivales.

- **VISIÓN DIRECTA JUNTO CON PERCEPCIÓN TÁCTIL.**

Consiste en valorar el ajuste mediante la observación directa de la interfase implante-pilar transepitelial con la ayuda de una sonda. La capacidad de detección del desajuste dependerá de la capacidad visual del profesional, del calibre de la punta de la sonda y de si la situación de la interfase es subgingival.

El profesional no es capaz de detectar discrepancias inferiores a 51  $\mu\text{m}$  cuando la interfase es supragingival ni discrepancias inferiores a 119  $\mu\text{m}$  cuando es subgingival<sup>113</sup>. Se pueden mejorar estos resultados si se utilizan lupas de aumento. La punta de la sonda fina suele tener un grosor de 60 $\mu\text{m}$ , por lo que desajustes menores no se detectarían, por lo tanto, es una forma limitada de valorar el grado de ajuste y se deberá utilizar en combinación con alguna de las otras técnicas.

- **CONTROL RADIOGRÁFICO.**

Las radiografías tienen una fiabilidad limitada ya que es muy difícil conseguir realizarlas con una angulación adecuada del haz y la posición correcta de la placa respecto al haz y al implante, sobretodo por factores anatómicos. Una técnica paralela perfecta no permite detectar discrepancias inferiores a 50 $\mu\text{m}$  y una variación en el ángulo incidente de  $\pm 10^\circ$  aumenta a 200 $\mu\text{m}$  esa mínima discrepancia detectable. De hecho, lo más probable es que se solapen los componentes enmascarando desajustes, por tanto, se utilizará siempre en combinación con otros métodos.

- **PRUEBA CON UN SOLO TORNILLO.**

Consiste en apretar el tornillo de uno de los pilares extremos y observar el grado de ajuste en el extremo opuesto, permitiendo así observar fundamentalmente la presencia de discrepancias verticales y serán sobretodo patentes cuanto más larga sea la estructura<sup>114</sup>. Se utilizará este método en combinación con la percepción visual y la sonda cuando se trate de márgenes supragingivales y, cuando sean subgingivales, con ayuda de la radiografía.

- **INSTRUMENTOS.**

Se han valorado varios instrumentos pero de todos ellos, el que parece tener más interés a nivel clínico es el “Periotest”. En los estudios in vitro ha demostrado que es capaz de detectar discrepancias iguales o superiores a 100µm, pero es necesario que se realicen más investigaciones<sup>113</sup>.

#### 2.5.6.- CONSECUENCIAS DE LA FALTA DE PASIVIDAD.

Los experimentos in-vitro han demostrado que el aflojamiento de los tornillos de retención de los pilares o fractura de los mismos, son las complicaciones más frecuentes que están relacionadas con la presencia de un gap, brecha o falta de adaptación en la interface implante-pilar. La presencia de estos gaps entre el implante y el pilar puede causar distribuciones desfavorables de tensiones en los componentes de conexión, en el implante propiamente dicho y en el hueso cresta<sup>115</sup>, dando como resultado el aflojamiento o fractura de los elementos anteriormente mencionados.

Otro posible inconveniente que puede surgir debido a una mala adaptación en el sistema implante-pilar, es el contenido de células inflamatorias en el tejido blando circundante, lo que puede afectar a los niveles de soporte del hueso alveolar. Por lo tanto, áreas o zonas retentivas que favorecen a la acumulación de placa deben evitarse en el diseño de los implantes dentales<sup>31</sup>.

Se ha logrado un éxito limitado en la eliminación de la interface implante-pilar o simplemente evitar sus efectos.

Los estudios in vitro realizados por Dibart y cols.<sup>116</sup>, mostraron que el sellado proporcionado por el diseño de sellado cónico era hermético, evitando la penetración de las bacterias desde afuera de las partes internas de la conexión. Varias investigaciones han tratado de medir la brecha implante-pilar para implantes conectados a pilares de diversos tipos, así también en diversas modalidades de coronas individuales, y superestructuras. En la actualidad existen numerosas técnicas analíticas de medición para determinar la brecha o gap en la interfase implante-pilar, como por ejemplo, la microscopía electrónica de barrido, microscopía óptica, microscopía de reflejo, microscopio móvil, videografía láser, técnicas de fotogrametría, y medidores de tensión de líquidos.

Sin embargo, las mediciones obtenidas en los estudios mencionados anteriormente varían en magnitud (décimas a varios cientos de micras). Jansen y cols.<sup>99</sup>, midieron la brecha implante-pilar de 13 diferentes combinaciones del implante y el pilar, tanto en conexiones hexagonales externas e internas, Las mediciones fueron realizadas a través de microscopio electrónico de barrido (SEM) a nivel del radio exterior de la conexión, encontrando distancias significativas en la brecha de aproximadamente  $<10\ \mu\text{m}$  para todos los sistemas.

A modo de resumen podemos decir que la falta de ajuste en la interfase pilar-implante conlleva a numerosas complicaciones ya sean mecánicas, como aflojamiento o fractura del tornillo de retención del pilar o complicaciones biológicas, como un procesos inflamatorio alrededor del implante (perimplantitis) seguido de pérdida ósea, pudiendo llegar al fallo y la consecuente pérdida del implante.

## **2.6.- TECNOLOGÍA CAD/CAM**

La tecnología CAD/CAM se ha utilizado universalmente de una manera estandarizada y robotizada desde los años 60 para la fabricación de estructuras. El funcionamiento es el siguiente: en la fase CAD se capta, mediante un escáner, la morfología del diente preparado o de un pilar específico colocado sobre el implante. Estos datos se incorporan a un programa informático de diseño donde confeccionamos virtualmente la restauración protésica, y en la fase CAM mecanizamos en diferentes materiales las estructuras diseñadas.

En Odontología, los antecedentes de esta tecnología se remontan al año 1971, cuando el Dr. François Duret, en Francia, desarrolló el primer dispositivo de CAD/CAM dental, haciendo coronas según una impresión óptica del diente pilar y utilizando una fresadora de control numérico<sup>117</sup>. Su uso profesional se inició en los años 80, en Estados Unidos y Europa. Las dos compañías pioneras a nivel mundial fueron Nobel Biocare® (Zurich, Suiza), con su producto Procera®, y la compañía Sirona Dental Systems (Alemania), con su producto CEREC®. El primer sistema comercial de CAD/CAM fue desarrollado inicialmente por el Dr. Mörmann. Este, junto con el Dr. Marco Brandestini, fabricaron en 1985 el primer inlay de cerámica, mediante escaneado intraoral, y una máquina de fresado. Fue una innovación, ya que el paciente obtenía su restauración el mismo día, pero estaba limitada a este tipo de incrustación y a conseguir una morfología oclusal muy genérica y sin detalles<sup>118</sup>. Después de superar los escollos en sus primeros inicios, los sistemas CAD/CAM han ido evolucionando poco a poco y se han ido desarrollando nuevas aplicaciones para el mundo de la Implantología Oral, además de las ya conocidas sobre dientes, como incrustaciones tipo inlay y onlay, carillas y coronas. Por ello, se han ido comercializando más de cincuenta sistemas diferentes que se someten a continuos cambios que amplían sus indicaciones y optimizan sus características. Hoy en día CAD/CAM es una tecnología con un amplio desarrollo en investigación que ha sido utilizada en todo el mundo en muchos pacientes.

En definitiva, con los sistemas CAD/CAM aumenta considerablemente la calidad de nuestros tratamientos<sup>119,120,121,122,123</sup>. Otra de las ventajas es que los procedimientos de modelado y producción son totalmente automatizados tras el escaneado, lo que reduce el tiempo y coste de fabricación y, además, una vez registrada la impresión digital no sufre cambios en su precisión.

Gracias a esta innovación tecnológica se puede previsualizar la estructura tridimensionalmente, dándonos la posibilidad de evaluar el espacio protésico, la profundidad de la restauración y la configuración del perfil de emergencia antes de proceder con los pasos de laboratorio<sup>124,125,126,127</sup>.

Y por último, la precisión de los protocolos CAD/CAM puede estar limitada, ya que, aunque se omiten muchos pasos en el proceso de fabricación, dicho protocolo introduce pasos adicionales tales como escaneado, modelado del software y fresado, los cuales pueden introducir también una fuente de imprecisiones<sup>123,120,128,129</sup>.

- **PROCESOS DE FABRICACIÓN**

Se pueden emplear dos técnicas de fabricación: *la aditiva y la sustractiva*<sup>130,121,131,132</sup>.

- 1.-*Sustractiva*:

Consiste en eliminar material de un bloque para crear un objeto de la forma y tamaño deseado utilizando una máquina de control numérico (CNC), generalmente de fresado<sup>121,131,133</sup>. Para ello, el programa de ordenador CAM automáticamente traslada el modelo CAD a la máquina CNC para la creación del objeto. En este proceso de fabricación es inevitable que se creen desechos, porque se elimina más material que el que se utiliza para el producto final<sup>130</sup>.

Las máquinas CNC dentales están compuestas por dispositivos de fresado multiejes para facilitar el fresado en 3D de la pieza de trabajo<sup>134</sup>.

La calidad del producto final no aumenta necesariamente con el número de ejes, sino que depende mucho más de la digitalización, el procesado de los datos y el proceso de producción. La realización del fresado puede reducir los defectos de fabricación de la prótesis, como por ejemplo las porosidades, y eliminar el encerado y colado, lo que hace que mejore la precisión de la restauración. Pero su principal ventaja es que crea detalles finos, aunque depende del diámetro de la fresa, ya que si esta es de más de 1mm, no creará dichos detalles con precisión<sup>119,134</sup>.

## *2.- Aditiva.*

También conocida como tecnología de Prototipado Rápido (RP). Es un proceso en el que se van añadiendo capas sucesivas de material hasta crear un objeto a partir de datos del modelo 3D. Esta tecnología CAD/CAM fue desarrollada originalmente para fabricar prototipos para fines industriales. Así, su principal ventaja es poder hacer un gran número de productos complejos de forma simultánea<sup>121,135,136,137</sup>. Se puede llamar también fabricación por capas o fabricación de sólidos de forma libre, ya que por cada milímetro de material hay cinco o veinte capas que la máquina va añadiendo sucesivamente hasta crear la forma final. La precisión de las técnicas aditivas depende del grosor de capa y la anchura del haz de polimerización.

Los sistemas aditivos usados en Odontología son la estereolitografía, la sinterización láser selectiva o fusión láser y la impresión 3D. Independientemente del método, todos comparten las siguientes características que los distinguen de la fabricación sustractiva: construcción vertical de objetos incrementalmente, no hay material de desecho, producción de grandes objetos, producción pasiva (es decir, sin aplicar fuerzas), y producción de detalles finos<sup>130,138,131</sup>.



La sinterización láser selectiva (SLS) o fusión láser selectiva consiste en la fusión de material en polvo capa a capa, usando un haz láser dirigido por ordenador, hasta convertirlo en un modelo 3D<sup>139</sup>. El material en polvo se extiende sobre una plataforma mediante un rodillo que controla su grosor, y un rayo láser eleva localmente la temperatura del polvo cerca del punto de fusión para evitar la fusión completa. Una vez solidificada la capa, se vuelve a depositar polvo y se sinteriza de nuevo. Después de cada nueva aplicación de capa, el proceso de fusión de láser se repite hasta que se completa el objeto 3D<sup>140,136</sup>.

En resumen, la fabricación sustractiva mediante fresado es actualmente el protocolo CAM más ampliamente utilizado en Odontología: se usa un bloque preformado de material al que se da forma con instrumentos de corte. Sin embargo, la fabricación aditiva es un método que va creciendo exponencialmente y se utilizará en un futuro si se desarrolla su precisión y rango de aplicación.

Se ha constatado que su aplicación en el ámbito de la Odontología ha aumentado considerablemente en estos últimos años. No obstante, sigue siendo un hecho inevitable que cuanto más se conozca este procedimiento y más se documente y se estudie la predictibilidad y la durabilidad de los resultados del tratamiento mayor será el incremento de la fiabilidad y la confianza en él, y, en consecuencia, el aumento en el uso de estas técnicas será también mayor en el ámbito del uso clínico<sup>141,142</sup>.

### 3. Hipótesis de trabajo

Uno de los principales objetivos en implantoprótesis es garantizar la longevidad de las restauraciones. El ajuste pilar - implante está íntimamente relacionado con el pronóstico y la supervivencia de las mismas; y se ve influenciado por la íntima unión a nivel del margen donde termina el implante y comienza el pilar protésico, junto con su técnica de confección.

Es importante el ajuste entre los distintos componentes de la implantoprótesis para evitar problemas mecánicos y biológicos. La falta de ajuste provoca micromovimientos entre las partes que no ajustan, causando el aflojamiento del tornillo que une estos componentes. A medida que el tornillo se va aflojando, va aumentando el movimiento de los componentes que no ajustan perfectamente, pudiendo llegar a causar su fractura.

Además la falta de ajuste entre estos componentes sobre todo si están situados subgingivalmente, favorece el acúmulo de bacterias y posteriormente de cálculo dental, que puede causar desde una periimplantitis, hasta una reabsorción del hueso y con ello el fracaso del tratamiento implantológico.

Durante estos años se ha visto un rápido y remarcable desarrollo de la odontología implantosoportada. La búsqueda de resultados predecibles a largo plazo ha despertado inquietudes a los investigadores, tanto en los materiales que se usan, como en las técnicas empleadas durante la práctica clínica. Una de esas cuestiones está relacionada con el ajuste pilar- implante.

Actualmente no se dispone de estudios suficientes respecto al ajuste pilar-implante que confirmen las ventajas en función del tipo de conexión implante-pilar y del tipo de pilar utilizado.

En el presente estudio de investigación se plantearon las siguientes hipótesis nulas (Ho):

- 1. No existirán diferencias en el ajuste pilar-implante en cuatro sistemas de implantes.**
- 2. No existirán diferencias en el ajuste pilar-implante entre conexión externa e interna en cuatro sistemas de implantes.**
- 3. No existirán diferencias en el ajuste pilar-implante de dos tipos de pilares (mecanizados estándar y sinterizado láser) en cuatro sistemas de implantes**

## 4. Justificación y objetivos

En la actualidad aunque muchas de las situaciones clínicas subsidiarias de tratamiento implantológico se pueden resolver mediante la prostodoncia tradicional, el grado de satisfacción en lo que se refiere a funcionalidad y calidad de vida de los pacientes no es suficiente para la actual sociedad de consumo. De ahí la incansable búsqueda de materiales y soluciones que permitan imitar la estabilidad y fijación de los dientes naturales.

Los objetivos a alcanzar en la rehabilitación protésica son la obtención de prótesis con unas óptimas propiedades físicas, químicas y biológicas, y que además favorezcan la higiene, disminuyan la pérdida ósea por depósitos y garanticen en todo momento la biocompatibilidad (mejora de la tolerancia tisular y estabilidad química en el medio oral) del material y el ajuste final de la prótesis.

La mayor parte de estos aspectos se han ido logrado progresivamente con el desarrollo de los implantes dentales. Su aplicación en edentaciones múltiples, unitarias o totales en mandíbula o maxilar es una práctica ampliamente extendida. Sin embargo, todavía existen aspectos sin aclarar o que precisan un mayor desarrollo en lo que las prótesis sobre implantes se refiere.

Un aspecto de la máxima importancia para la longevidad de las restauraciones y de los implantes es la obtención de un buen ajuste pasivo, siendo los pilares y la conexión implante-pilar un factor fundamental.

Actualmente existen en el mercado muchos pilares para realizar restauraciones cementadas y atornilladas<sup>143</sup>, así como pilares para tallar en el laboratorio de titanio o de cerámica. También existe la posibilidad de mecanizar pilares hechos a medida e individualizados asistido por ordenador<sup>144</sup>.

Pero a pesar de esta profusión de pilares, no existe unanimidad sobre cuál es el pilar ideal en implantoprótesis.

Existen numerosos estudios “in vitro” e “in vivo” que evalúan la resistencia a la fractura, la estética o la durabilidad. Sin embargo, en lo que al ajuste se refiere, son pocos los trabajos realizados hasta el momento, teniendo en cuenta que éste debe centrarse en la conexión pilar- implante.

Los objetivos planteados en el presente estudio fueron los siguientes:

1. Analizar si el ajuste de dos tipos de pilares sobre cuatro diferentes sistemas de implante con dos tipos de conexiones cada uno se encuentra dentro de los límites clínicamente aceptados.
2. Analizar el ajuste pilar-implante de cuatro sistemas de implantes.
3. Evaluar los valores de ajuste pilar-implante en implantes con conexión interna y externa.
4. Comparar los valores de ajuste pilar-implante en ambos tipos de conexión.
5. Evaluar los valores de ajuste pilar-implante en pilares mecanizados y sinterizados.
6. Comparar el ajuste pilar-implante entre los pilares analizados.
7. Analizar si existen diferencias en el ajuste entre las caras vestibular y lingual de los pilares analizados en ambos tipos de conexión.

## 5. Material y métodos

### **5.1.- CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS**

- **PROBETA.**

Se fabricaron 160 probetas en metacrilato mecanizado a partir de un diseño planta, alzado y perfil. El diseño del plano de la probeta, fue realizado mediante el programa informático AutoCAD 2011 (Autodesk), a partir de un plano con la medidas de la probeta. (anexo al trabajo de investigación)

Las probetas iban a ser perforadas para la colocación de los implantes, con los diámetros seleccionados para los respectivos implantes (entre 3.75 – 4.0 mm)

La base presenta las siguientes características (Fig 11):

- Anchura: 1,5 mm.
- Profundidad: 1,5 mm.
- Altura: 1mm.
- Una perforación en el punto medio para alojar el implante:
- Diámetro: 3,4 mm.

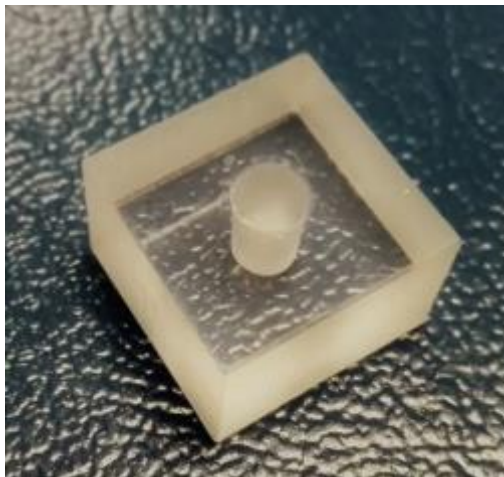


Fig.11.- Probeta



- **MECANIZACIÓN Y PREPARACIÓN**

Las probetas se fabricaron en el Taller Mecánico de la Facultad de Ciencias Físicas de la UCM (Fig. 12). Se fabricaron 160 probetas en metacrilato mecanizado macizo, es decir 80 por grupo de implantes (Avinent, Phybo, Ticare, Gt Medical);



Fig.12.- Torno de control numérico EMCO Turn 342. Taller Mecánico.

Facultad CC Físicas U.C.M.

Esta probeta se utilizará como base de retención del implante seleccionado. Para asegurarnos que todos los implantes sean colocados en el mismo punto central de la probeta, durante la mecanización de las mismas se marcó un punto central.

## **5.2.- MUESTRA Y SELECCIÓN DE GRUPOS**

Para el desarrollo de este estudio in vitro, se utilizarán 160 implantes, 80 con conexión externa (Mozo-Grau S.L, Phibo, Avinent, Gt Medical) y 80 con conexión interna; dos tipos de pilares, 10 mecanizados estándar y 10 sinterizados láser por conexión y tipo de implantes (80 mecanizados y 80 sinterizados).

- **IMPLANTES SELECCIONADOS**

La longitud del implante seleccionada para todos los grupos fue de 11,5mm.

### **Grupo M: Implantes Mozo Grau**

**-Implantes Ticare Osseus** (Mozo Grau, Valladolid, España) (Fig. 13):

- Conexión hexágono externo.
- Plataforma del implante: 4,1mm
- Diámetro del implante: 3,75mm
- Material de confección: titanio grado IV.



Fig.13.-Implante conexión externa Osseus

**-Implantes Ticare Inhex** (Mozo Grau, Valladolid, España) (Fig. 14):

- Conexión doble hexágono interno-cono Morse.
- Plataforma del implante: 2,80mm
- Material de confección: titanio grado IV .



Fig.14.- Implante de conexión interna Inhex

### **Grupo P: Implantes Phibo**

Para el presente trabajo se seleccionó la serie 4, que presenta las siguientes características:

**-implante TSH** (Phibo, Sentmenat, España) (Fig. 15):

- Conexión hexagonal externa
- Diámetro de la plataforma de 4 mm
- Altura del hexágono de 0,7 mm
- Material de confección: titanio grado II.



Fig.15.- Implante TSH

**-Implante TSA Advance** (Phibo, Sentmenat, España) (Fig. 16):

- Conexión hexágono interno
- El diámetro de la plataforma es de 4,7 mm
- La rosca interna es de 1,8mm.
- Material de confección: titanio grado II.



Fig.16.- Implante TSA

### **Grupo A: Implantes Avinent**

Para el presente trabajo se utilizaron los implantes Biomimetic Ocean 4.5

**-Implante Ocean** (Avinent, Santpedor, España) (Fig. 17):

- Conexión hexágono externo:
- El diámetro de la plataforma es de 4,1 mm
- Material de confección: Titanio grado V.



Fig.17.- Implante Biomimetic Ocean EC

**-Implante Ocean** (Avinent, Santpedor, España) (Fig. 18):

- Conexión hexágono interno
- El diámetro de la plataforma es de 4,1mm
- Material de confección: titanio grado V



Fig.18.- Implante Biomimetic Ocean IC

### **Grupo G: Implantes GT Medical**

- **implante HXE** (GT Medical SL, Madrid, España) (Fig. 19):

- Conexión hexágono externo
- El diámetro de la plataforma es de 4,1mm
- Titanio grado IV



Fig.19.-implante HXE

-**implante HXI** (GT Medical SL, Madrid, España) (Fig.20):

- Conexión hexágono interno
- El diámetro de la plataforma es de 4,1 mm
- Titanio grado IV



Fig.20.- Implantes HXI

- **PILARES SELECCIONADOS**

Para el estudio se utilizaron dos tipos de pilares con dos conexiones diferentes (externa e interna)

**Pilares mecanizados estándar:**

Se utilizaron pilares rectos mecanizados estándar por cada implante: 10 pilares rectos de conexión interna y 10 de conexión externa de cada una de las cuatro empresas fabricantes de los implantes. (80 pilares mecanizados)

Pilares realizados por sustracción de barras de titanio grado 5 (Figs. 21 y 22).



Fig.21.- Maquina fresadora



Fig.22.- barras de Titanio para fresar

Estos pilares constan de las siguientes características (Figs. 23 y 24):

- Pilar de titanio grabado clase V.
- Para restaurar directo al implante, para unitarios o estructuras.
- Para cementar.



Fig.23.-Pilar fresable TSA Advance S4 x 3.0 mm



Fig.24.- Pilar fresable TSH S3 S4 x 2.0 mm

### **Pilares sinterizados láser:**

Se utilizaron 10 pilares rectos de hexágono interno y 10 externo de cada uno de los cuatro sistemas de implantes utilizados. (80 pilares sinterizados) (Fig. 25)



Fig. 25.- pilares sinterizados de hexágono interno (Avinent)

Se confeccionaron mediante tecnología CAD/CAM, en el laboratorio Prótesis S.A. (Madrid)

El proceso requiere de un escaneado previo y un diseño por ordenador en la parte CAD, y un proceso de fabricación, en este caso sinterizado, en la fase CAM (Fig. 26).

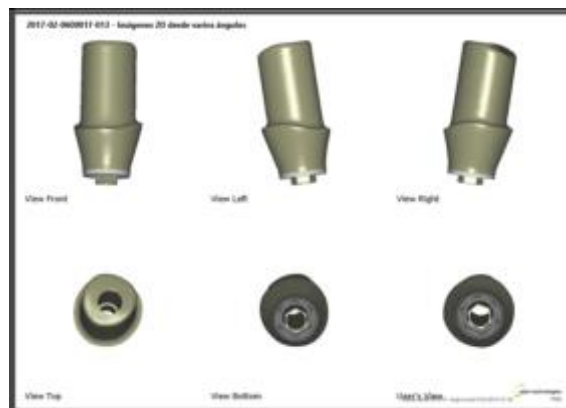


Fig.26.- Diseño de pilar de hexágono externo Mozo Grau.

Los pilares realizados por sinterizado láser (unión por adición de moléculas de un polvo por medio de un láser) con una aleación de cromo cobalto tenían las siguientes características:

- Pilar realizado en la aleación cromo-cobalto
- Utilizando para ello los Scan-bodys correspondiente de cada casa comercial (Fig.27)
- Para restaurar directo al implante, para unitarios o estructuras.
- Para cementar o atornillar.

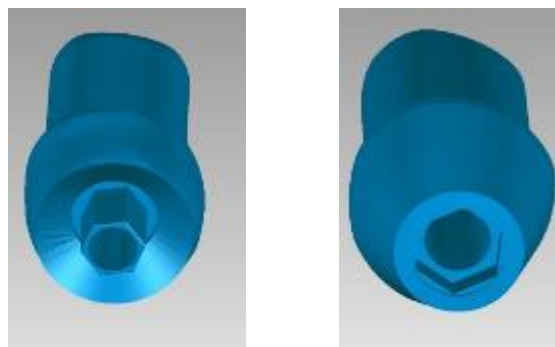


Fig.27.- Diseño de Scan-body

Tras el proceso de escaneado y el diseño del pilar por medio del ordenador se pasaría a la fase de sinterización de los mismos.

El material utilizado en la sinterización fue Cromo cobalto en polvo (Starbond CoS; Scheftner, Mainz, Alemania) (Fig. 28)

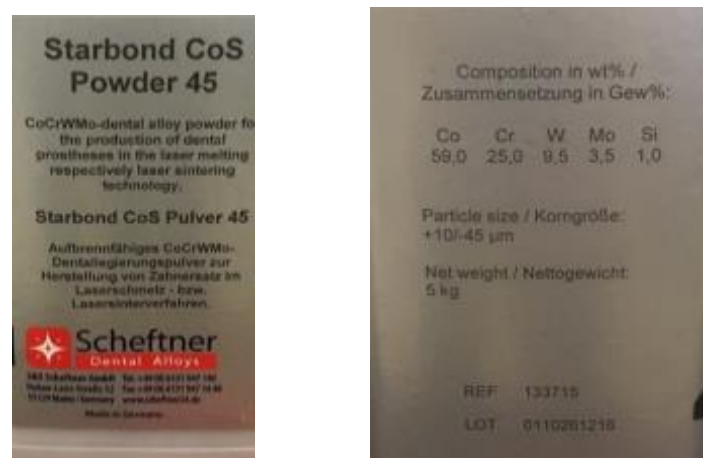


Fig.28.- Composición química del polvo para sinterizado



El proceso de sinterizado de todos los pilares se realizó en el mismo laboratorio dental (Prótesis S.A). en la sinterizadora SLM 125 (SML Solutions, Lübeck, Alemania) (Fig. 29)



Fig. 29.- Imagen de máquina sinterizadora del laboratorio PROTESIS S.A.

- **PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS: COLOCACIÓN DE IMPLANTES EN PROBETAS Y DE PILARES SOBRE IMPLANTES**

- ***COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES EN PROBETAS***

El primer paso a realizar fue el de la colocación del implante en la probeta. Para asegurarnos de que su localización era la correcta, ya en la mecanización de la misma se marcó un punto central. Una vez que se tenía esa referencia, las probetas se enviaron al laboratorio de tecnología protésica de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid, donde mediante una máquina paralelizadora se realizaría el lecho, y se utilizó una serie de fresado igual que para crear un lecho quirúrgico óseo, utilizando para ello el equipo de fresas de cada sistema de implantes (Avinent, Phibo, Mozo Grau, Gt Medical).

Se hizo un receptáculo imantado de la probeta para su fijación en la máquina (Fig. 30)



Fig.30.- receptáculo imantado

Las probetas fueron perforadas para la colocación de los implantes, con los diámetros seleccionados para los respectivos implantes (Fig 31).

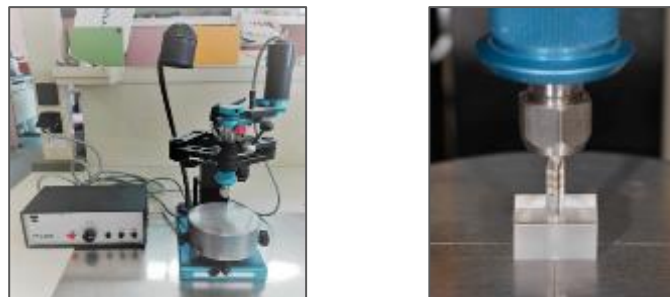


Fig.31.- Vista del paralelizador, y del fresado de la probeta de metacrilato con el implante

- **COLOCACIÓN DE LOS PILARES EN LOS IMPLANTES**

Todos los pilares fueron atornillados por el mismo operador de forma manual, sin emplear ninguna maquinaria estandarizada.

La presión del atornillado fué de los Newtons indicados por cada sistema de implantes ejercida por una llave dinamométrica calibrada especializada de cada empresa, de modo que este procedimiento es comparable al atornillado en clínica de cualquier pilar en boca. (Figs. 32 y 33)

El atornillado se realizó respetando las instrucciones del fabricante.



Fig.32.-Llave dinamométrica para dar el torque a los pilares

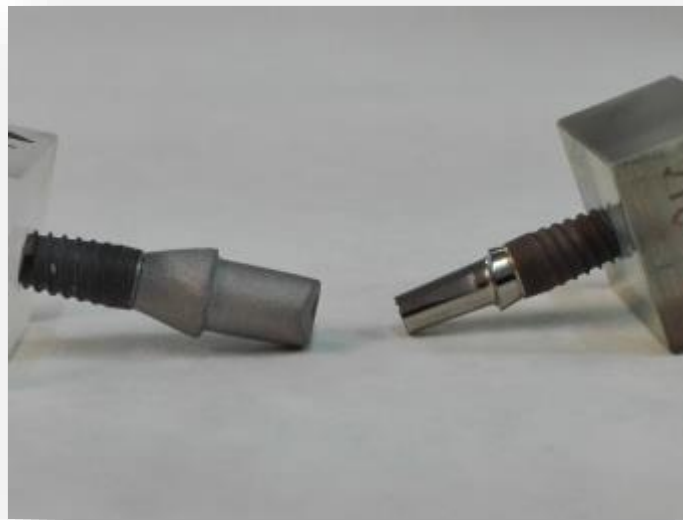


Fig.33.- Imagen de pilar sinterizado láser (izquierda) y pilar mecanizado estándar (derecha)

- **CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS.**

La distribución de las probetas se realizó de manera aleatoria, creándose cuatro grupos de 40 probetas cada uno. Para la codificación se emplearon números y letras (Fig. 34).

La codificación constaba de:

- Grupo de implantes al que pertenecían: Avinent (A), Mozo-Grau S.L (M), Phibo (P) y Gt medical (G)

- Letras I o E para indicar la conexión (interna o externa)

- Letra (M o S) que indica si el pilar es mecanizado estándar o sinterizado láser;

Además se empleó un número que indicaba el orden dentro de cada conjunto y una letra (V o L) que indica la cara a estudiar, vestibular o lingual.

Cada implante tanto de conexión interna como externa, de cada sistema, fue atornillado a un pilar recto de forma aleatoria, de la siguiente manera:

- 20 pilares rectos para implantes de conexión externa: 10 pilares sinterizados, 10 mecanizados.

- 20 pilares rectos para implantes de conexión interna: 10 pilares sinterizados, 10 mecanizados

Así pues se establecieron cuatro grupos, que se dividieron a su vez en cuatro subgrupos en función de la conexión (E/I) y del pilar (M/S) de la siguiente manera

Grupo A: Implante Avinent:

- Avinent hexágono Externo con pilar Mecanizado: AEM (n=10)
- Avinent hexágono Interno con pilar Mecanizado: AIM (n=10)
- Avinent hexágono Externo con pilar Sinterizado: AES (n=10)
- Avinent hexágono Interno con pilar Sinterizado: AIS (n=10)

Grupo M: Implante Mozo Grau:

- Mozo Grau hexágono Externo con pilar Mecanizado: MEM (n=10)
- Mozo Grau hexágono Interno con pilar Mecanizado: MIM (n=10)
- Mozo Grau hexágono Externo con pilar Sinterizado: MES (n=10)
- Mozo Grau hexágono Interno con pilar Sinterizado: MIS (n=10)

Grupo P: Implante Phibo:

- Phibo hexágono Externo con pilar Mecanizado: PEM (n=10)
- Phibo hexágono Interno con pilar Mecanizado: PIM (n=10)
- Phibo hexágono Externo con pilar Sinterizado: PES (n=10)
- Phibo hexágono Interno con pilar Sinterizado: PIS (n=10)

Grupo G: Implante GT-Medical:

- Gt-medical hexágono Externo con pilar Mecanizado: GEM (n=10)
- Gt-medical hexágono Interno con pilar Mecanizado: GIM (n=10)
- Gt-medical hexágono Externo con pilar Sinterizado: GES (n=10)
- Gt-medical hexágono Interno con pilar Sinterizado: GIS (n=10)

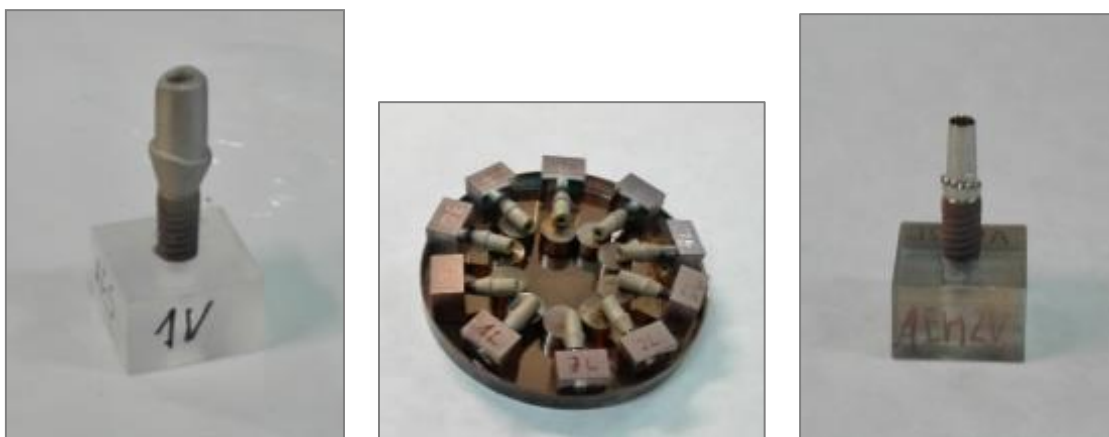


Fig.34- ejemplo de numeracion y clasificacion de las probetas de casa Avinent

### **5.3.- ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL**

Para estudiar la adaptación marginal del complejo pilar-implante se optó por la microscopía electrónica de barrido (MEB) asistida por ordenador. Éste método permitió examinar la interfase restauración-probeta de forma sistematizada sin necesidad de seccionar el espécimen

La preparación y medición de las muestras se realizaron en ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid.

- **PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS:**

Para su observación mediante microscopía electrónica, toda muestra ha de cumplir las siguientes premisas:

- Alta conductividad eléctrica (metalización superficial).
- Superficie lisa y limpia.
- Fijación a un soporte portamuestras (según tamaño y características de la muestra).
- Estabilidad bajo el haz de electrones (posicionamiento en una mordaza).

Con lo cual para su estudio mediante el microscopio electrónico las muestras han de ser metalizadas para evitar la distorsión que el haz de electrones del microscopio produce al cargar la superficie de una muestra no conductora. Con ello se consigue una superficie lisa y limpia y con una alta conductividad eléctrica.

Durante todo el procedimiento, las muestras fueron manipuladas con pinzas para no falsear los resultados. Como primera fase se procedió a metalizar las muestras.

La metalización se llevó a cabo en la sala que habilitada en el propio ICTS para la preparación de las muestras. A continuación, se colocaron las probetas en grupos de diez en un portamuestras circular con suficiente espacio para abarcar este número de probetas. Una vez que las muestras se encontraban preparadas en el portamuestras, se introdujeron en la metalizadora (Q15RS, Quorum Technologies Ltd, Reino Unido) (Fig. 35).

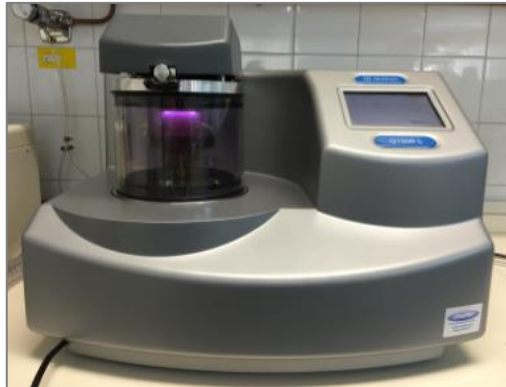


Fig.35.- Metalizadora Quorum Q15RS.

En un primer ciclo de metalización se metalizó la cara vestibular de las probetas, por lo tanto, todas las probetas se colocaron con la cara vestibular hacia arriba y la cara lingual en dirección al portamuestras. En un segundo ciclo de metalización, las probetas se giraron con unas pinzas de forma que la cara lingual quedase hacia arriba. Cada grupo se sometió a dos ciclos de metalización (Fig 36).

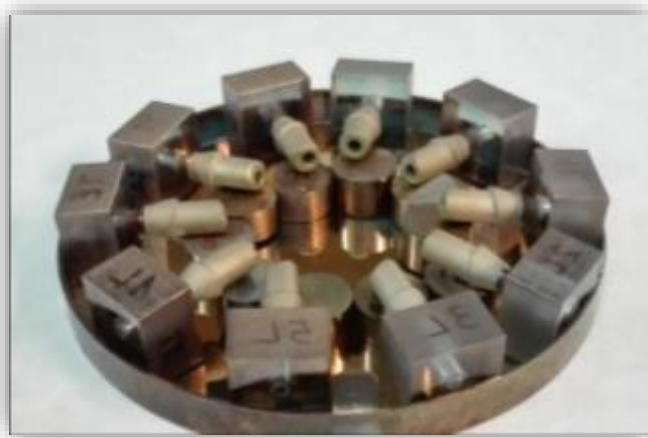


Fig.36.- Probetas en el portamuestras con la cara L hacia arriba.

El metal conductor empleado para la metalización de las probetas fue el oro de 24 quilates y 19.32 g/m<sup>3</sup> de densidad. Para poder llevar a cabo el recubrimiento metálico, la metalizadora debe realizar el vacío para habilitar la entrada de argón. El recubrimiento metálico se realizó a través de un proceso de electrodeposición. El tiempo seleccionado para el proceso fue de cuatro minutos; y el requerido, aproximadamente, para los procesos de vacío y entrada-salida de argón fue de tres minutos, por lo que el tiempo promedio de cada ciclo de metalización es aproximadamente de siete minutos. Las muestras fueron conservadas en una cámara de cristal seca y hermética hasta su observación en el MEB.

- **OBTENCIÓN DE LAS IMÁGENES:**

El estudio de las muestras se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid, utilizando el microscopio electrónico de barrido JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL, Tokyo, Japón) (Fig. 37). La capacidad de magnificación del equipo oscila entre 15 y 300.000 aumentos, con una resolución de 3,5 nm y un voltaje variable entre 0,5 KV y 40



Fig.37.- Microscopio electrónico de barrido JSM-6400.



Las imágenes se obtienen por técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X. El detector de dispersión de energía empleado para recoger la información fue Link Pentafet (Oxford Instruments, Abingdom, Reino Unido).

El microscopio está conectado a un monitor y un ordenador personal Hewlett-Packard que posee el software de captación y digitalización de imágenes INCA® Suite versión 4.04 (Oxford Instruments) que permite, en función del detector empleado, analizar los elementos químicos que componen la muestra, o captar imágenes a través de un segundo detector de electrones secundario. En nuestro estudio se procedió a la captación de imágenes.

Dentro de los parámetros disponibles para medir geométricamente la discrepancia marginal: desajuste interno, desajuste externo, desajuste marginal vertical, desajuste marginal horizontal, desajuste sobreextendido, desajuste infraextendido y desajuste marginal absoluto o total; en el presente trabajo se optó por el último, el desajuste marginal vertical que se define como la discrepancia que hay entre el margen de la restauración (pilar) y el ángulo cavosuperficial de la preparación (implante), siguiendo los criterios establecidos por Holmes y cols.

Para asegurar una medición uniforme en todos los especímenes y en los mismos puntos, se marcó un punto equidistante en todas las probetas, en la mitad de la cara vestibular y lingual, con un rotulador indeleble (Lumocolor permanent; Staedler Mars, Nuremberg, Alemania).

La probeta se posicionó en una mordaza portamuestras para lograr su estabilidad bajo el haz de electrones y se introdujo en el MEB para su observación (Fig. 38).

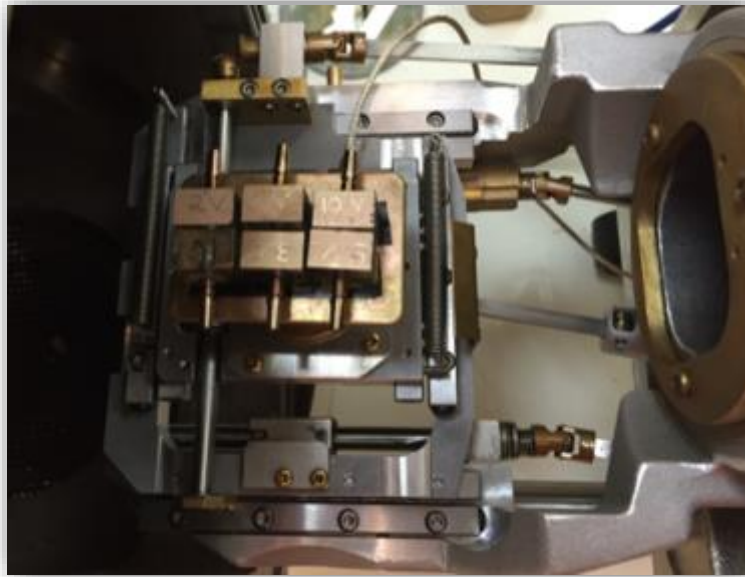


Fig.38.- Probetas en la mordaza para su medición en el MEB

Una vez posicionada las probeta en una mordaza portamuestras con el lado V (vestibular) para su examen e introducida en el MEB, se angulaba el espécimen entre  $20^\circ$  y  $25^\circ$  para que la interfase quedase perpendicularmente posicionada al eje óptico del microscopio y así poder realizar la medición del desajuste marginal absoluto.

Una vez orientada la muestra se enfocó la imagen para obtener una fotografía de la interfase a 100 aumentos primero (Fig 39), y posteriormente a 1000 aumentos.

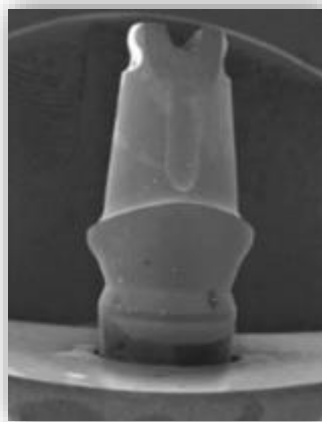


Fig.39.- imagen a 100 aumentos

Obteniéndose un total de dos imágenes por probeta, una a nivel de la cara vestibular y a nivel de la cara lingual (Figs.40 y 41)

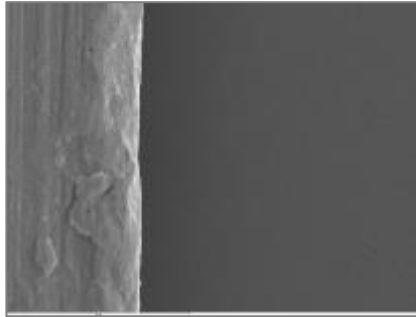


Fig.40.- AIM 4L X 1000-1

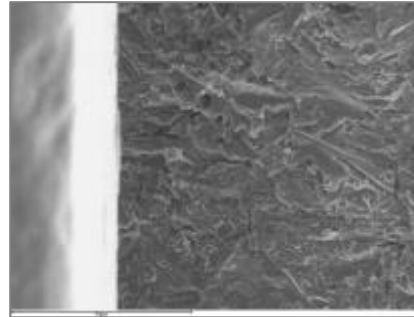


fig.41.- AIS 4L X 1000-1

Todas las imágenes fueron tomadas a 1000 aumentos.

Todas las imágenes fueron captadas con una tensión de aceleración de 20 KV por el mismo operador. Éstas imágenes se archivaban en formato digital TIFF, empleando el programa INCA®, con un código de letras y números antes indicado. (Fig. 42)



Fig.42.- Pantalla de captación del MEB

- **ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES**

El análisis de imágenes se llevó a cabo, como ya se indicó anteriormente, en el Centro Nacional de Microscopía Electrónica empleando el software INCA® Suite Versión 4.04 (Oxford Instruments).

Cada imagen captada por el MEB se guardó en formato digital TIFF por duplicado. El primer archivo contenía la imagen captada por el microscopio sin procesar y en el segundo, se procedía con la herramienta “calipper” del programa informático al trazado de una línea recta en color amarillo que marcaba la medición de la discrepancia marginal en micras.

A continuación, se procedía al archivo de la imagen en formato TIFF con la misma nomenclatura, añadiendo una letra “b” (bis) que indicaba la realización de la medición (Fig.43)

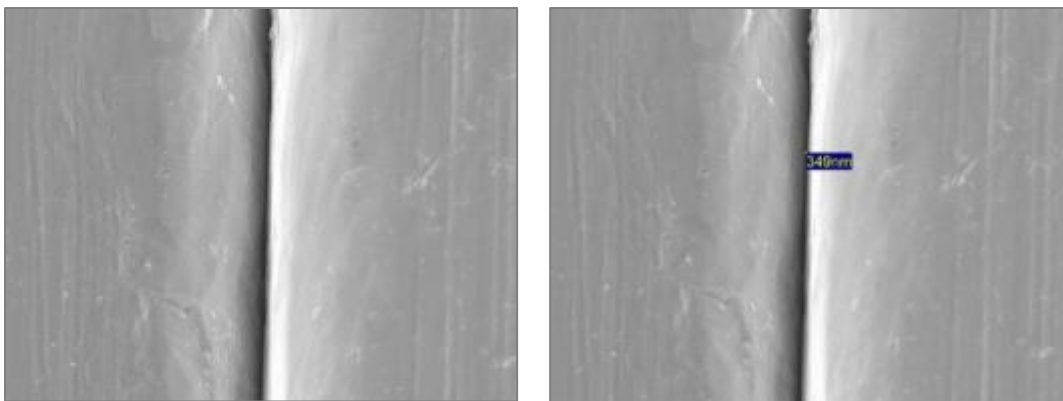


Fig.43.-Imagen de microscopía electrónica PEM 4V x 1000 y PEM 4V x1000 -b

El proceso se repitió con cada una de las dos imágenes obtenidas por probeta en todos los grupos y fue realizado siempre por el mismo operador

Así pues se archivaron 160 imágenes por cada sistema de implantes (grupo), (80 pilar sinterizado y 80 pilar mecanizado), haciendo un total de 640 imágenes.

Debido a las limitaciones que presentaba el software del sistema (sólo permitía una medición del desajuste por imagen) y para obtener un mayor número de medidas por imagen, se trazaron con el programa informático Microsoft Paint® 2013, 29 líneas paralelas a la medición original ya realizada en cada imagen hasta obtener un total de 30 líneas por cada cara. Estas líneas se midieron con un escalímetro y se convirtieron los datos de la medición a micras empleando una fórmula que ejecutaba la regla de tres correspondiente a cada una de las imágenes usando el dato real en micras del MEB y su valor en milímetros de la aproximación con el escalímetro (Fig.44)

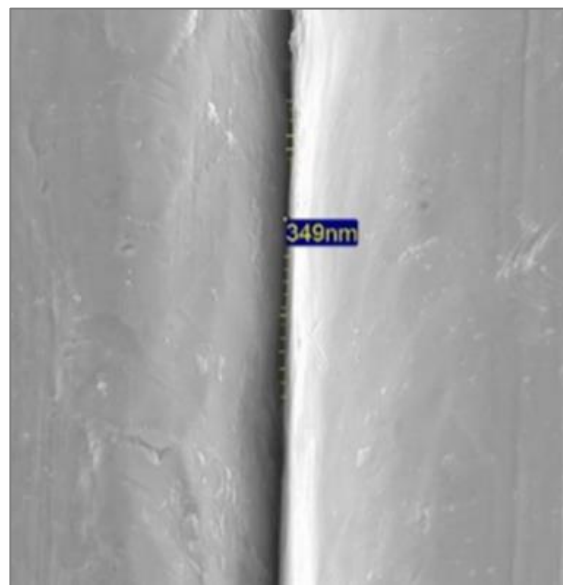


Fig.44.- fotografía digital con las mediciones de escalímetro

La secuencia de tratamiento de la imagen con el programa informático Microsoft Paint® 2013, la impresión de las fotografías digitales, la medición con el escalímetro y la conversión y archivo de datos en hoja de cálculo de Microsoft®Excel 2000 (Microsoft Corp, Redmond, EEUU), fue realizada por el mismo operador en todos los casos.

#### 5.4.-TRATAMIENTO DE LOS DATOS

Para proceder al estudio estadístico de los resultados del presente estudio “in vitro” se asignaron a cada espécimen el valor promedio de las mediciones de ajuste en cada una de las caras.

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una sola hoja de cálculo Microsoft® Excel 2000, que contenía las mediciones de las ciento sesenta probetas divididas en cuatro grupos, de manera que el archivo contenía los valores almacenados (Fig. 45).

Portapapeles		Fuente		Alineación		Número		Estilos		Celdas		Modificar	
K13		$\times$ $\checkmark$ $f_x$ 0											
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	
1		tipo de conexión		hexagono externo				hexagono interno					
2		tipo de pilar		mecanizado		sinterizado		mecanizado		sinterizado			
3		zona de medición		V	L	V	L	V	L	V	L		
4		casa comercial	n.m.	mediciones en micras ( $\mu$ )									
5		AVINENT	1	0	0	46,2	50,7	0	0	0	0		
6			2	0	0	35,7	0	0	0	0	0		
7			3	1,38	0	20,5	0	0	0	0	0	39,6	
8			4	1,7	0	0	30	0	0	0	0	0	
9			5	0	0	0	12	0	0	0	0	0	
10			6	0	2	15,6	0	0	0	81,2	15,3		
11			7	0	1,4	50	36	0	0	20,1	0		
12			8	0	2,1	32,8	13	0	0	0	0		
13			9	0	0	43	0	0	0	0	0		
14			10	0	0	0	21	0	1,2	0	0		
15			1			17,3	0			20,8	0		
16			2			0	22,3			22,9	71,5		

Fig.45.- Muestra de la Tabla Excel para ordenación de resultados

El análisis estadístico se realizó en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid.

Se realizaron los siguientes análisis:

- Estadística descriptiva de todas las variables
- Estadística inferencial

Para la comprobación del ajuste a la normalidad de las variables se empleó el Test de Shapiro-Wilk. Dado que no existió ajuste a la normalidad de las variables del estudio, los test no paramétricos utilizados fueron:

- Test Kruskal-Wallis para muestras independientes para las comparaciones entre grupos
- Test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de Bonferroni
- Test de Wilcoxon de rangos signados para las comparaciones del ajuste entre las caras V y L
- Test de la U de Mann-Whitney para muestras independientes para las comparaciones entre las conexiones y los pilares en cada uno de los grupos.

El análisis estadístico de todas las variables se realizó con el programa informático SPSS 22.0 (SPSS Inc, Chicago EEUU). El nivel de significación se estableció para valores de  $P \leq 0.05$ .

## 6. Resultados



LAS VARIABLES PLANTEADAS EN EL PRESENTE ESTUDIO FUERON LAS SIGUIENTES (Tabla 1):

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORIAS
SISTEMA IMPLANTE	INDEPENDIENTE	CUALITATIVA NOMINAL	A P M G
CONEXIÓN	INDEPENDIENTE	CUALITATIVA NOMINAL	EXTERNA INTERNA
TIPO DE PILAR	INDEPENDIENTE	CUALITATIVA NOMINAL	MECANIZADO SINTERIZADO
DISCREPACIA MARGINAL	DEPENDIENTE	CUANTITATIVA CONTINUA	
CARA	DEPENDIENTE	CUALITATIVA NOMINAL	V L

Tabla 1. Variables del estudio

### **6.1.- ANÁLISIS DESCRIPTIVO**

En el presente estudio se analizó el ajuste pilar-implante en 4 sistemas de implantes cada uno de ellos con conexión interna y conexión externa. A su vez se evaluó el comportamiento de 2 tipos de pilares.

#### **6.1.1.- DISCREPANCIA SEGÚN EL SISTEMA DE IMPLANTE**

Cuando se evaluaron los 4 sistemas de implantes con la conexión externa, se observó que para el pilar mecanizado estándar el desajuste fue inferior en todos los casos que para el pilar sinterizado láser(Tabla 2 y Fig.46).

El **grupo A** fué el que demostró unos mejores valores de ajuste tanto para el pilar mecanizado estándar (0,43  $\mu\text{m}$ ), como para el pilar sinterizado láser (20.32  $\mu\text{m}$ ). (Fig. 47)

CONEXIÓN EXTERNA						
GRUPO	P MECANIZADO			P SINTERIZADO		
	N	Media	DE	N	Media	DE
<b>A</b>	10	0.43	0.46	10	20.32	14.55
<b>G</b>	10	1.25	1.25	10	46.38	6.68
<b>M</b>	10	4.33	3.56	10	28.79	10.18
<b>P</b>	10	1.14	0.45	10	21.24	15.34

Tabla 2. Media y desviación estándar (DE) del juste pilar-implante ( $\mu\text{m}$ ) en los grupos con conexión externa

Al evaluar la conexión interna en los 4 sistemas de implantes se observó igualmente que para el pilar mecanizado estándar los valores de desajuste fueron inferiores que para el pilar sinterizado láser (Tabla 3).

En los **grupos A y M** el desajuste fue de 0  $\mu\text{m}$  para el pilar mecanizado estándar. Así mismo ambos grupos presentaron los menores desajustes para el pilar sinterizado láser (A= 5.81  $\mu\text{m}$  y M= 4.36  $\mu\text{m}$ ). (Fig. 48)

CONEXIÓN INTERNA						
GRUPO	P MECANIZADO			P SINTERIZADO		
	N	Media	DE	N	Media	DE
<b>A</b>	10	0.0000	0.0000	10	5.81	10.29
<b>G</b>	10	2.32	1.70	10	11.77	12.41
<b>M</b>	10	0.0000	0.0000	10	4.36	6.29
<b>P</b>	10	0.68	0.62	10	28.38	12.27

Tabla 3. Media y desviación estándar (DE) de juste pilar-implante ( $\mu\text{m}$ ) en los grupos con conexión interna.

Así mismo, se observó que para todos los sistemas de implantes los desajustes fueron inferiores en la conexión interna que en la externa, con la *excepción del grupo G* que para el *pilar mecanizado estándar* tuvo discrepancias inferiores en la *conexión externa* y para el *grupo P* que para el *pilar sinterizado láser* la discrepancia fue ligeramente inferior en la *conexión externa*.

En todos los grupos los valores de desajuste se encuentran por debajo del límite clínicamente aceptable

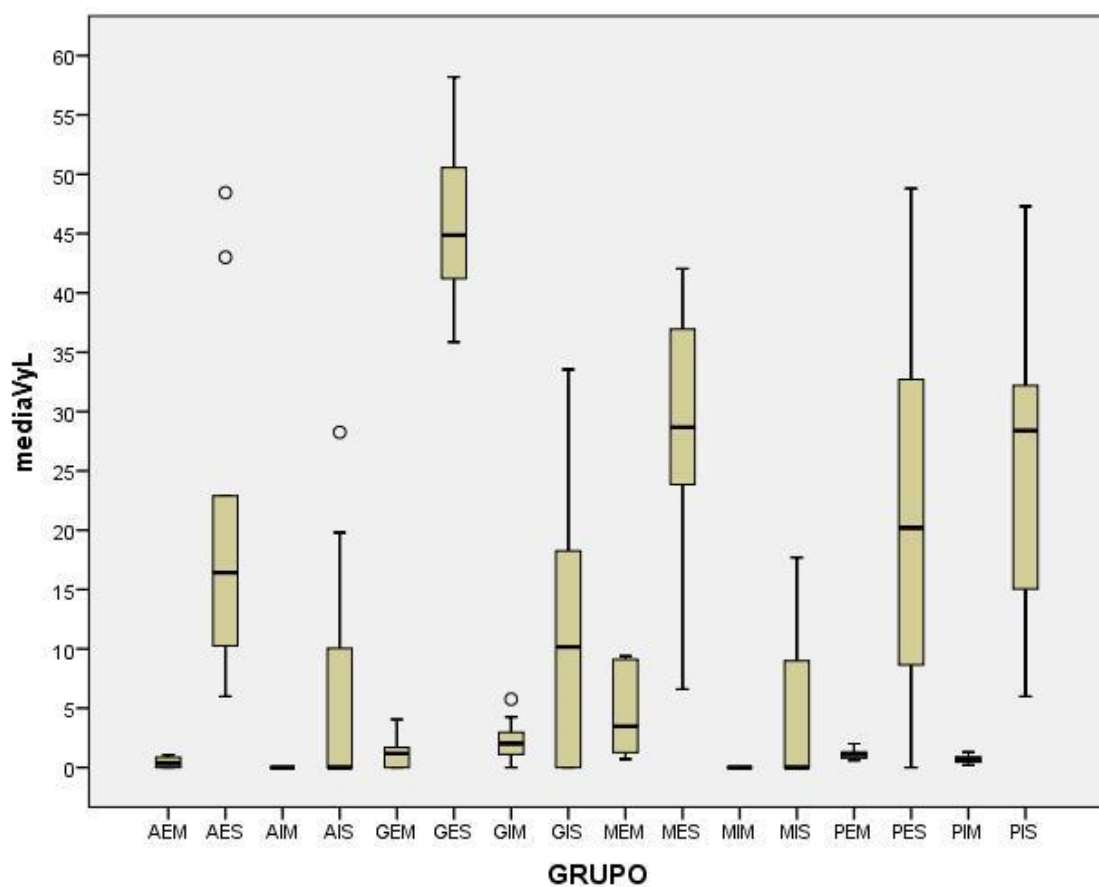


Fig.46. Box plots de las discrepancias en todos los grupos.

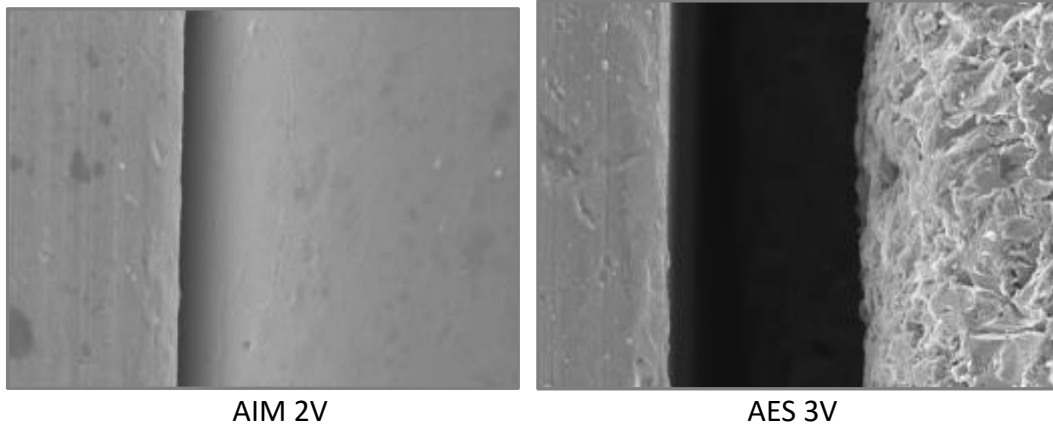


Fig. 47.- mejores valores de ajuste conexión externa (grupo A)

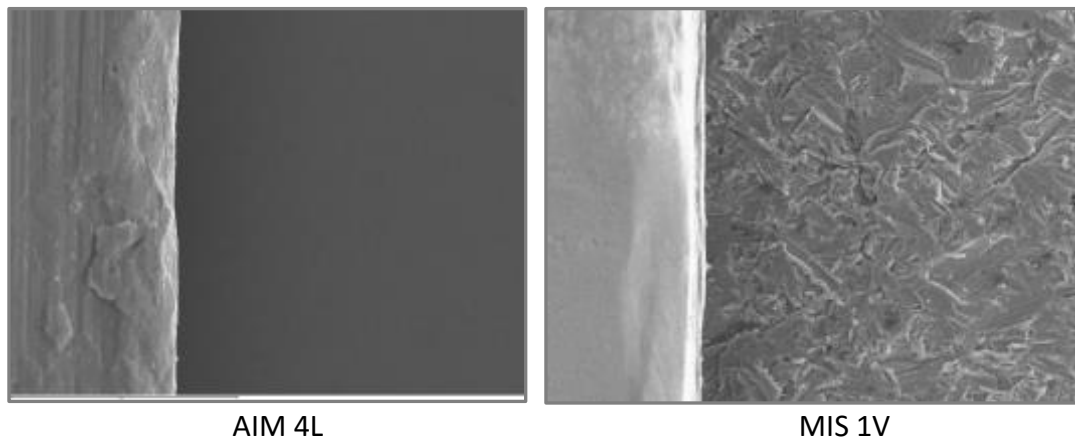


Fig.48.- menores desajustes conexión interna (grupo A y M)

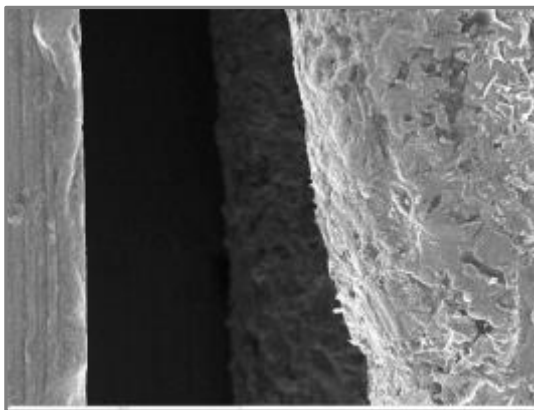
### 6.1.2. DISCREPANCIA SEGÚN LUGAR DE MEDICIÓN

Los desajustes marginales promedios entre la cara vestibular y lingual (n=160), sin tener en cuenta el grupo, tipo de conexión o pilar, aparecen reflejados en la Tabla 4.

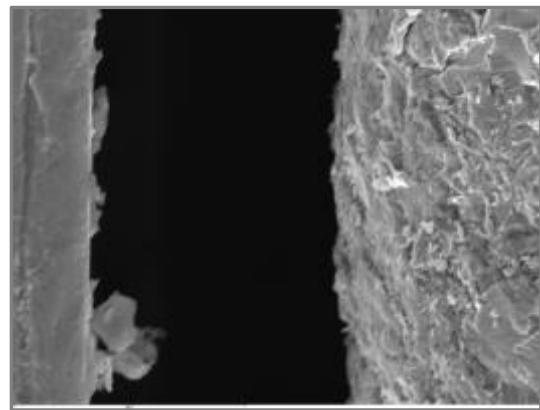
El *desajuste global fue superior en la cara vestibular* (11.77  $\mu\text{m}$ ), que en la cara lingual (10.02  $\mu\text{m}$ ). (Fig.49)

	N	Media	DE
V-L	160	1.75	13.23

Tabla 4.- Media ( $\mu\text{m}$ ), y desviación estándar (DE) de la diferencia de ajuste pilar-implante global entre los dos tipos de posiciones V (vestibular) y L (Lingual)



GES 3L



GES 3V

Fig.49.- Desajuste global mayor en vestibular, grupo GES

Al analizar las discrepancias marginales en las caras vestibular y lingual dentro de cada grupo se observó (Tabla 5, Fig.50):

- a) Para el *pilar mecanizado estándar* las *discrepancias* fueron ligeramente *superiores* en la *cara vestibular* excepto en los grupos: AE, ME, PE Y PI
- b) Para el *pilar sinterizado láser* las *discrepancias* fueron ligeramente *superiores* en la *cara vestibular* con la excepción del grupo GE

GRUPO	CARA	N	P MECANIZADO		P SINTERIZADO	
			Media	DE	Media	DE
AE	V	10	0.31	0.65	24.38	19.87
	L	10	0.55	0.90	11.77	12.41
AI	V	10	0.0000	0.00000	6.13	013.84
	L	10	0.0000	0.0000	5.49	12.91
GE	V	10	1.38	1.51	43.59	14.71
	L	10	1.13	1.90	49.17	10.61
GI	V	10	3.35	2.58	12.54	14.72
	L	10	1.30	1.44	11.01	14.96
ME	V	10	4.02	3.85	29.63	12.02
	L	10	4.85	3.99	27.95	12.65
MI	V	10	0	0	5.67	12.40
	L	10	0	0	3.05	6.55
PE	V	10	0.95	0.41	28.53	22.20
	L	10	1.34	0.70	13.96	12.82
PI	V	10	0.43	0.37	27.45	13.83
	L	10	0.93	0.41	23.32	16.48

Tabla 5.- Media, y desviación estándar (DE) del ajuste ( $\mu\text{m}$ ), pilar-implante en V (vestibular) y L (Lingual) en todos los grupos.

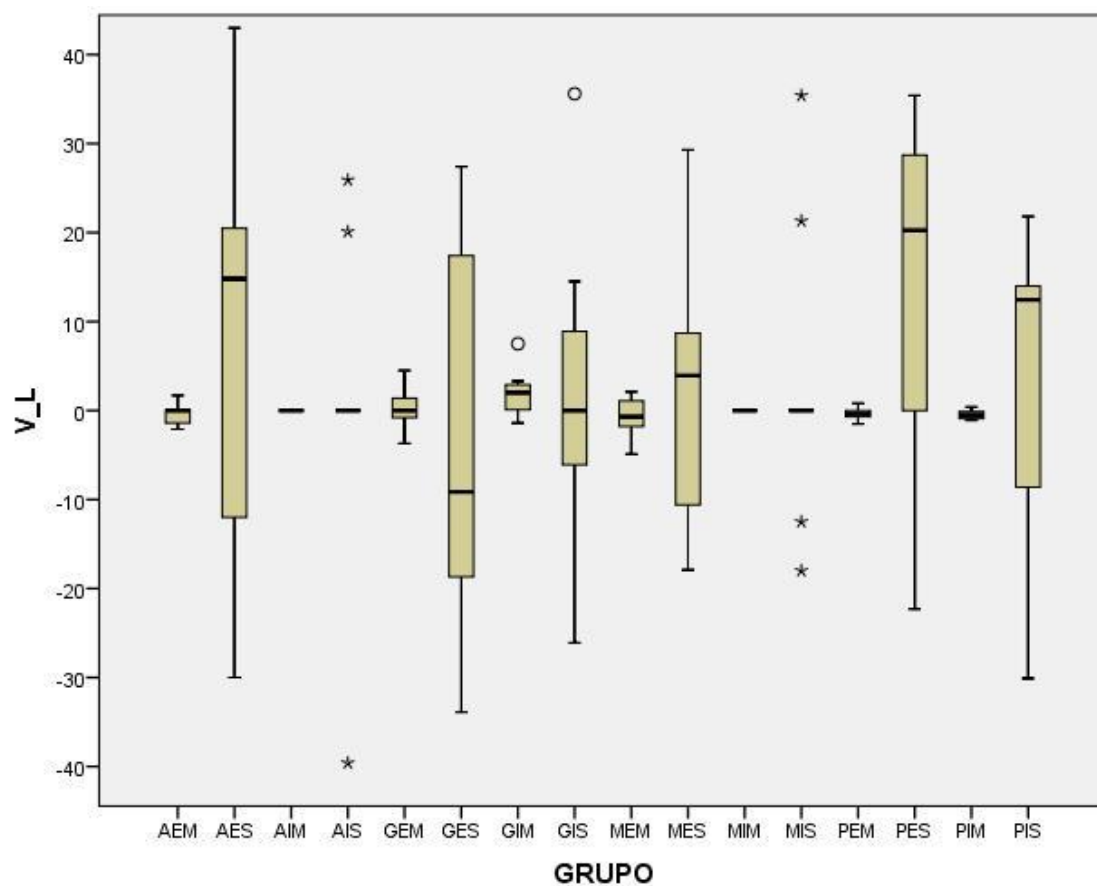


Fig.50.- Box plots de las discrepancias entre V y L en todos los grupos.

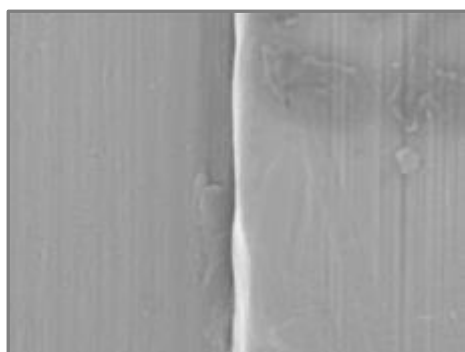


### 6.1.3. DISCREPANCIA SEGÚN EL TIPO DE CONEXIÓN

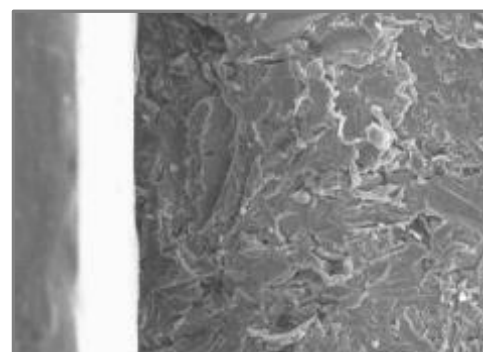
Al analizar la discrepancia según el tipo de conexión sin tener en cuenta el sistema de implantes (n=40), se observó que los *mejores ajustes* se obtuvieron para la *conexión interna* tanto en el pilar mecanizado estándar (0.75  $\mu\text{m}$ ), como en el pilar sinterizado láser (11.83  $\mu\text{m}$ ) (Fig. 51) (Tabla 6; Figs. 52 y 53).

CONEXIÓN	N	P Mecanizado		P Sinterizado	
		Media	DE	Media	DE
EXTERNA	40	1.79	2.38	29.18	15.80
INTERNA	40	0.75	1.27	11.83	13.21

Tabla 6.- Media, y desviación estándar (DE) del ajuste ( $\mu\text{m}$ ) en la conexión externa y la conexión interna de ambos tipos de pilares



PIM 3L



GIS 4V

Fig.51.- Mejor ajuste conexión interna independiente del tipo de pilar  
(grupo PIM y GIS)

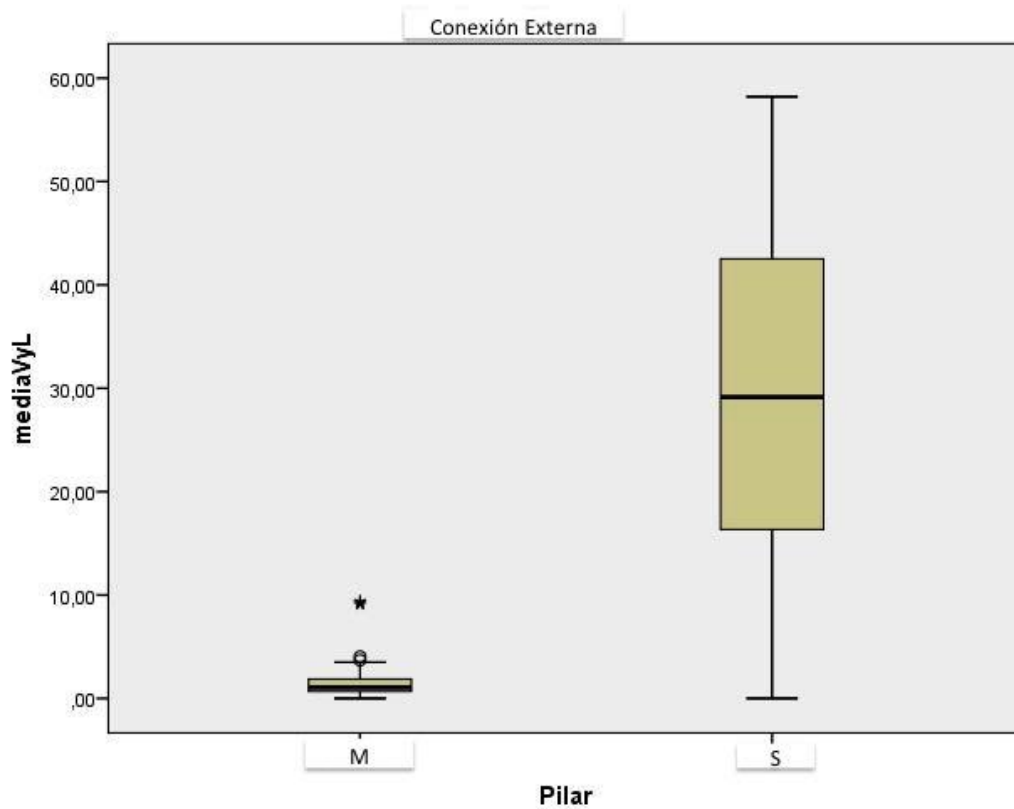


Fig.52.-Box plots del ajuste para la conexión externa en los pilares mecanizados y sinterizados.

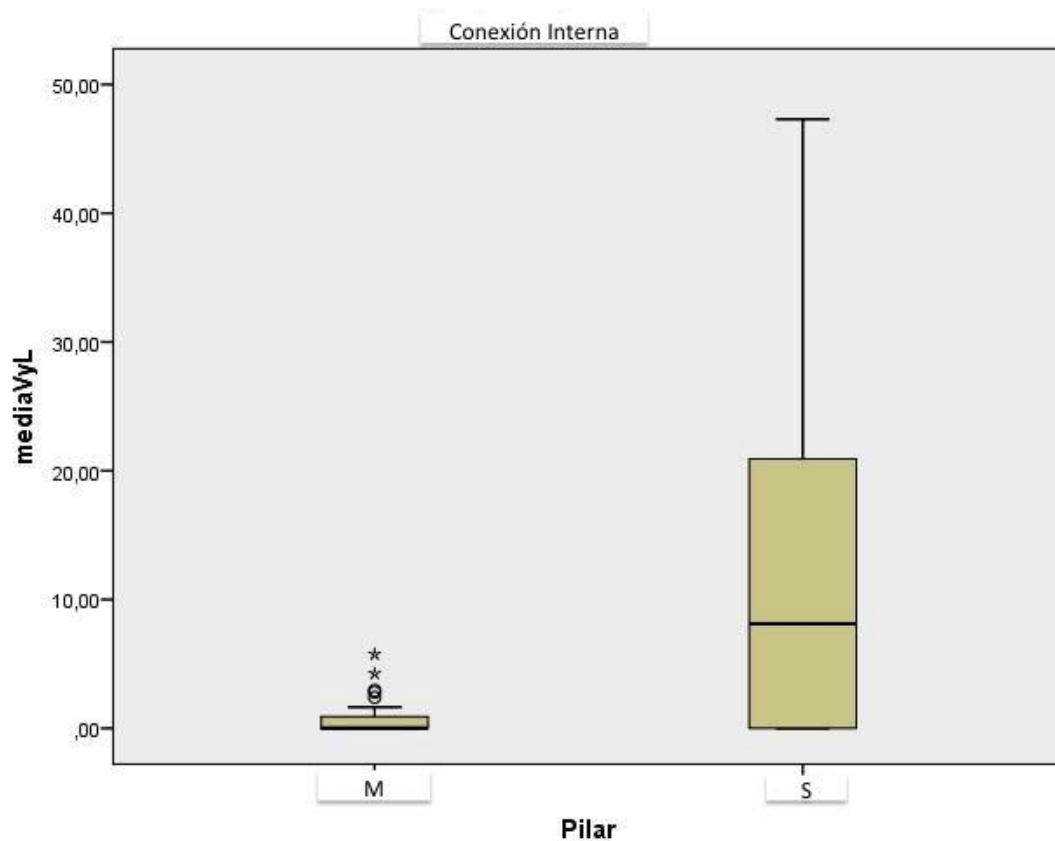


Fig.53.- Box plots del ajuste para la conexión interna en los pilares mecanizados y sinterizados.

Cuando se evaluó la conexión en *cada uno de los grupos* para el *pilar mecanizado estándar*, se observó que la *conexión interna* obtuvo *mejores ajustes* que la externa en todos los grupos, *excepto en el grupo G*, en que los mejores ajustes se obtuvieron para la conexión externa (Tabla 7).

El **grupo A** fue el que obtuvo los mejores ajustes en ambas conexiones.

PILAR MECANIZADO								
GRUPO	CONEXIÓN	N	V		L		V+L	
			Media	DE	Media	DE	Media	DE
<b>A</b>	E	10	0.31	0.65	0.55	0.90	0.43	0.46
	I	10	0	0	0	0	0	0
<b>G</b>	E	10	1.38	1.51	1.13	1.90	1.25	1.25
	I	10	3.35	2.58	1.30	1.44	2.32	1.70
<b>M</b>	E	10	4.02	3.85	4.85	3.99	4.33	3.56
	I	10	0	0	0	0	0	0
<b>P</b>	E	10	0.95	0.41	1.34	0.70	1.14	0.45
	I	10	0.43	0.37	0.93	0.41	0.68	0.31

Tabla 7. Media, y desviación estándar (DE) del ajuste ( $\mu\text{m}$ ), del pilar mecanizado estándar en la conexión externa y la conexión interna en cada uno de los grupos

Cuando se evaluó la conexión en *cada uno de los grupos* para el *pilar sinterizado láser*, se observó igualmente que la *conexión interna* obtuvo *mejores ajustes* que la externa en todos los grupos, *excepto en el grupo P*, en que los mejores ajustes se obtuvieron para la conexión externa (Tabla 8)

El **grupo A** fue el que obtuvo los mejores ajustes en ambas conexiones.

PILAR SINTERIZADO								
GRUPO	CONEXIÓN	N	V		L		V+L	
			Media	DE	Media	DE	Media	DE
<b>A</b>	E	10	24.38	19.87	16.27	17.86	20.32	14.55
	I	10	6.13	13.64	5.49	12.91	5.81	10.29
<b>G</b>	E	10	43.59	14.71	49.17	10.61	46.38	6.68
	I	10	12.54	14.72	11.01	14.96	11.77	12.41
<b>M</b>	E	10	29.63	12.02	27.95	12.65	28.79	10.18
	I	10	5.67	12.40	3.05	6.55	4.36	6.29
<b>P</b>	E	10	28.53	22.20	13.96	12.82	21.24	15.34
	I	10	27.45	13.83	23.32	16.48	25.38	12.27

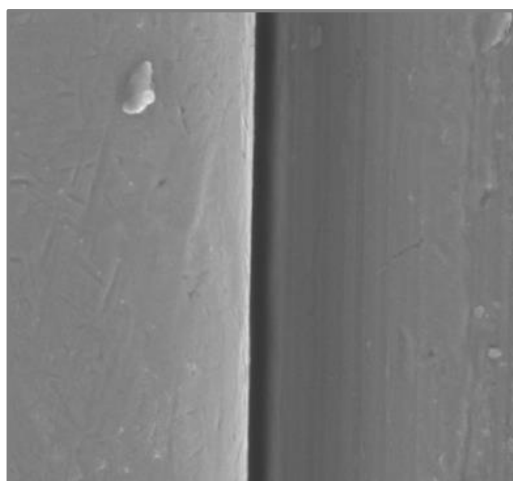
Tabla 8.- Media, y desviación estándar (DE) del ajuste ( $\mu\text{m}$ ), del pilar sinterizado láser en la conexión externa y la conexión interna en cada uno de los grupos

#### 6.1.4. DISCREPANCIA SEGÚN EL TIPO DE PILAR

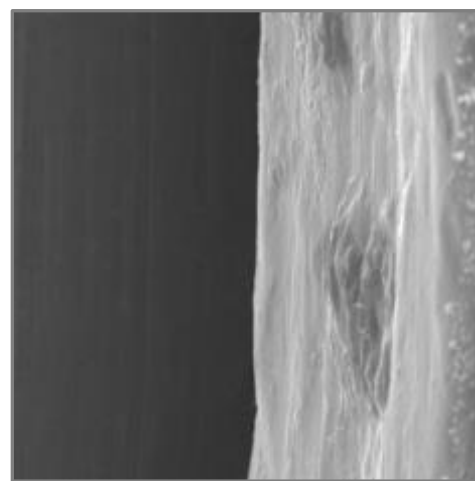
Al analizar la discrepancia según *el tipo de pilar* sin tener en cuenta el sistema de implantes (n=40), se observó que los *mejores ajustes* se obtuvieron para el *pilar mecanizado estándar* tanto en la conexión externa (1.79  $\mu\text{m}$ ), como en la conexión interna (0.75  $\mu\text{m}$ ) (Fig.54) (Tabla 9; Figs.55 y 56).

PILAR	N	Conexión Externa		Conexión interna	
		Media	DE	Media	DE
<b>MECANIZADO</b>	40	1.79	2.38	0.75	1.27
<b>SINTERIZADO</b>	40	29.18	15.80	11.83	13.21

Tabla 9.- Media, y desviación estándar (DE) del ajuste ( $\mu\text{m}$ ) del pilar mecanizado estándar y el pilar sinterizado láser en ambos tipos de conexiones.



MEM6V



MIM 6V

Fig.54.- mejores ajustes para el pilar mecanizado estándar tanto en C.E. cómo C.I. (Grupo M)

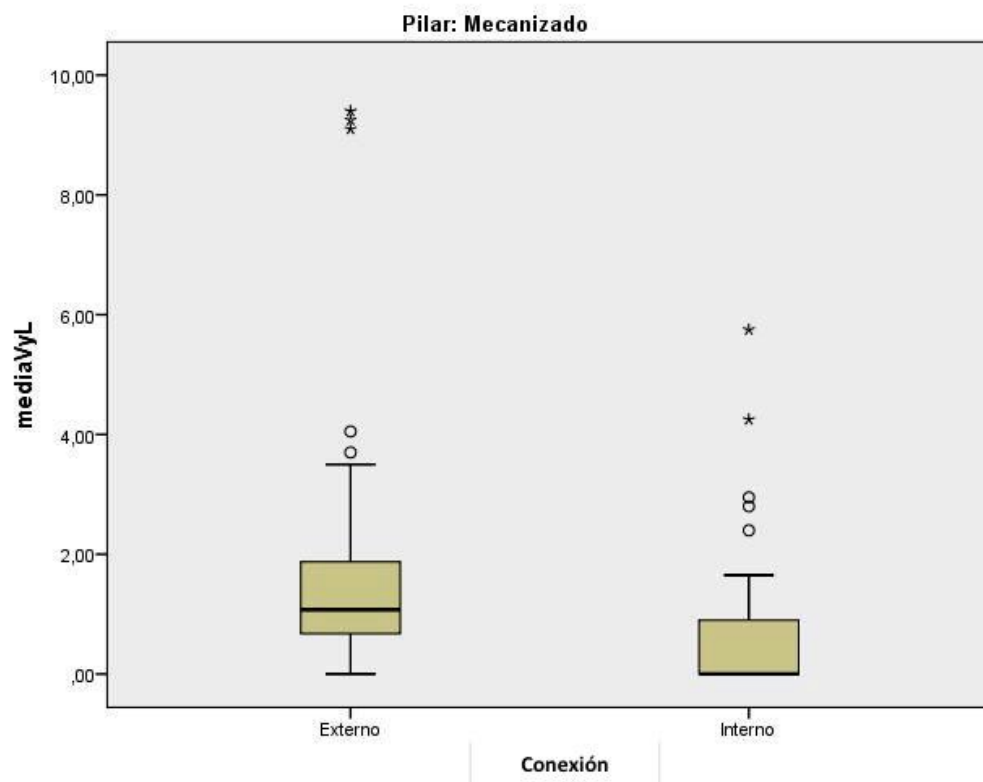


Fig. 55. Box plots del ajuste para el pilar mecanizado estándar en la conexión externa e interna

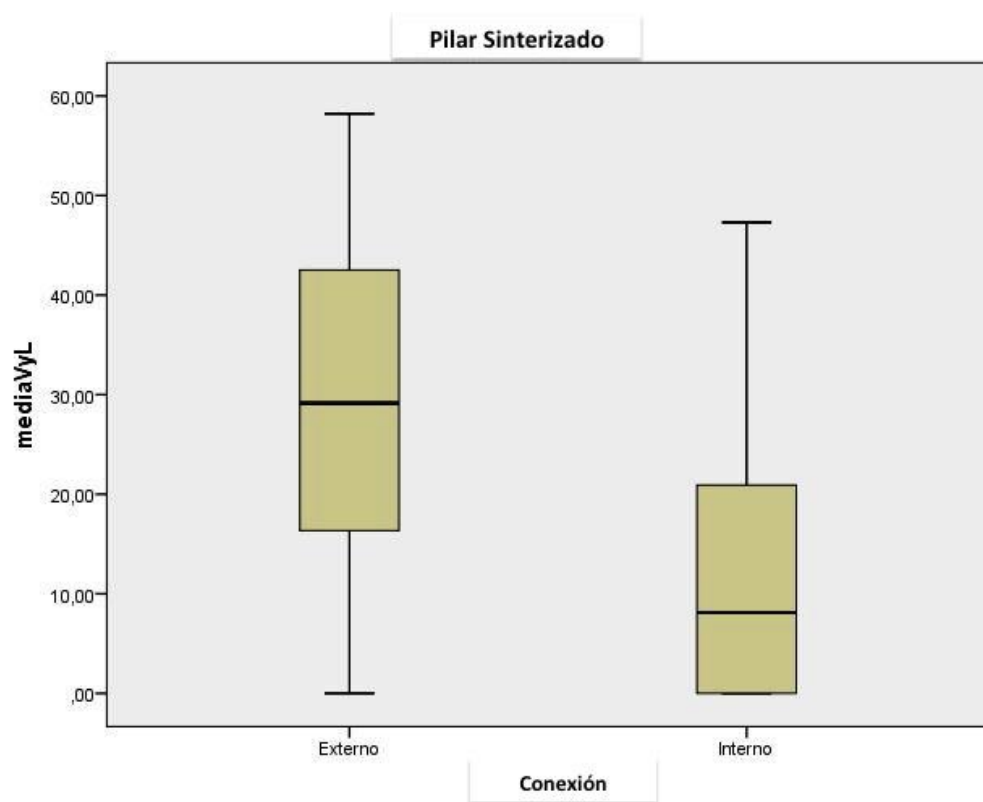


Fig. 56.- Box plots del ajuste para el pilar sinterizado láser en la conexión externa e interna

Cuando se evaluaron los *pilares* en cada uno de los *grupos* en la *conexión externa*, se observó que el *pilar mecanizado estándar* obtuvo *mejores ajustes* que el sinterizado láser en todos los grupos, (Tabla 10).

El **grupo A** fue el que obtuvo los mejores ajustes en ambos pilares. (Fig.57)

CONEXIÓN EXTERNA								
GRUPO	PILAR	N	V		L		V+L	
			Media	DE	Media	DE	Media	DE
A	M	10	0.31	0.65	0.55	0.90	0.43	0.46
	S	10	24.38	19.87	16.27	17.86	20.32	14.55
G	M	10	1.38	1.51	1.13	1.90	1.25	1.25
	S	10	43.59	14.71	49.17	10.61	46.36	6.68
M	M	10	4.02	3.85	4.85	3.99	4.33	3.56
	S	10	29.63	12.02	27.95	12.65	28.79	10.18
P	M	10	0.95	0.41	1.34	0.70	1.14	0.45
	S	10	28.53	22.20	13.96	12.82	21.24	15.34

Tabla 10.- Media, y desviación estándar (DE) del ajuste ( $\mu\text{m}$ ), en la conexión externa del pilar sinterizado láser y mecanizado estándar en cada uno de los grupos

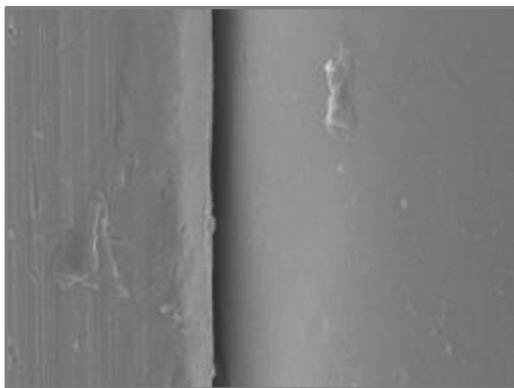
Cuando se evaluaron los *pilares* en cada uno de los *grupos* en la *conexión interna*, se observó igualmente que el *pilar mecanizado estándar* obtuvo *mejores ajustes* que el sinterizado láser en todos los grupos, (Tabla 11). Los grupos A y M no tuvieron desajuste en el pilar mecanizado estándar.

El **grupo M** fue el que obtuvo los mejores ajustes en ambos pilares. (Fig.58)

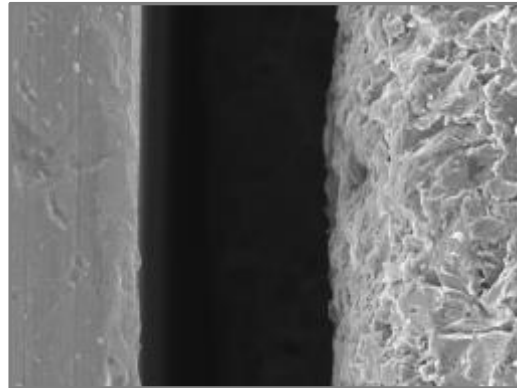
CONEXIÓN INTERNA								
GRUPO	PILAR	N	V		L		V+L	
			Media	DE	Media	DE	Media	DE
A	M	10	0	0	0	0	0	0
	S	10	6.13	13.84	5.49	12.91	5.81	10.29
G	M	10	3.35	2.58	1.30	1.44	2.32	1.70
	S	10	12.54	14.72	11.01	14.96	11.77	12.41
M	M	10	0	0	0	0	0	0
	S	10	5.67	12.40	3.05	6.55	4.36	6.29
P	M	10	0.43	0.37	0.93	0.41	0.68	0.31
	S	10	27.45	13.83	23.32	16.48	25.38	12.27

Tabla 11. Media, y desviación estándar (DE) del ajuste ( $\mu\text{m}$ ), en la conexión interna del pilar sinterizado láser y mecanizado estándar en cada uno de los grupos



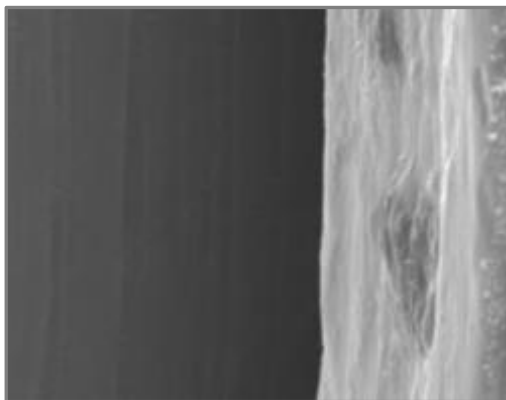


AEM 9L

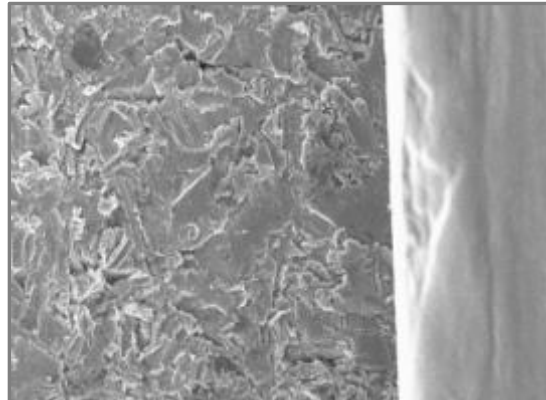


AES 9L

Fig.57.- Mejores ajuste grupo A conexión externa para ambos pilares



MIM 10V



MIS10V

Fig.58.- Mejores ajustes grupo M conexión interna para ambos pilares

## **6.2.- ANÁLISIS INFERENCIAL**

### **6.2.1 PRUEBAS DE NORMALIDAD**

En primer lugar, se procedió a comprobar la normalidad de la muestra mediante los Test de Bondad de Ajuste. Se seleccionó el Test de Shapiro-Wilk para comprobar la normalidad o no de la muestra. Una vez aplicado el test, podemos determinar que la muestra no presentaba una distribución normal en todas las variables

### **6.2.2. DISCREPANCIA SEGÚN EL SISTEMA DE IMPLANTE**

El test de Kruskal-Wallis puso de manifiesto que existieron diferencias significativas entre los grupos para las dos conexiones y los dos pilares de la siguiente manera:

-Conexión externa - Pilar mecanizado estándar ( $P=0.002$ )

El test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico muestra que las diferencias son entre los grupos A y M, teniendo el grupo A las discrepancias más bajas. En el resto de los grupos no existieron diferencias significativas.

-Conexión externa - Pilar sinterizado láser ( $P=0.002$ )

Las diferencias se establecieron entre los grupos G y A ( $P=0.001$ ), y los grupos G y P ( $P=0.002$ ) teniendo el grupo G las discrepancias más elevadas.

-Conexión interna - Pilar mecanizado estándar ( $P=0.0001$ ).

Las diferencias se establecieron entre los grupos A y P ( $P=0.006$ ), A y G ( $P=0.0001$ ), M y P ( $P=0.006$ ) y entre M y G ( $P=0.001$ ). Los grupos con las menores discrepancias fueron A y M, no existiendo diferencias entre ambos

-Conexión interna - Pilar sinterizado láser ( $P=0.002$ )

Las diferencias se establecieron entre los grupos M y P ( $P=0.004$ ) y A y P ( $P=0.005$ )

### 6.2.3. DISCREPANCIA SEGÚN LUGAR DE MEDICIÓN

Cuando se comparó las diferencias en el ajuste pilar-implante entre V y L de forma global (n=160), el test de Wilcoxon de rangos signados puso de manifiesto que no existieron diferencias significativas ( $P=0.134$ ).

Al comparar los desajustes entre V y L para cada uno de los grupos en función del tipo de conexión y de tipo de pilar se observaron diferencias significativas para GIM ( $P=0.02$ ); PES ( $P=0.03$ ) y PIS ( $P=0.016$ )

### 6.2.4. DISCREPANCIA SEGÚN EL TIPO DE CONEXIÓN

Cuando se analizó la discrepancia pilar-implante según el tipo de conexión sin tener en cuenta el sistema de implantes, la prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes puso de manifiesto diferencias significativas entre ambas conexiones para el pilar mecanizado estándar ( $P=0.002$ ) y para el pilar sinterizado láser ( $P=0.0001$ ), siendo las discrepancias menores en la conexión interna.

Cuando se evaluó la conexión en cada uno de los grupos para el pilar mecanizado estándar, se observaron diferencias significativas para el grupo P ( $P=0.019$ ), y M ( $P=0.0001$ ) entre ambas conexiones, siendo los mejores resultados en la conexión interna. En el grupo A y G no se encontraron diferencias significativas entre ambas conexiones.

Para el pilar sinterizado láser se observaron diferencias entre ambas conexiones en el grupo A ( $P=0.009$ ), M ( $P=0.0001$ ) y G ( $P=0.0001$ ), siendo igualmente los mejores ajustes en la conexión interna. No se obtuvieron diferencias entre ambas conexiones en el grupo P.

#### 6.2.5. DISCREPANCIA SEGÚN EL TIPO DE PILAR

Al analizar la discrepancia pilar-implante según el tipo de pilar sin tener en cuenta el sistema de implantes (n=40), la prueba U de Mann-Whitney demostró diferencias significativas entre ambos pilares tanto en la conexión externa ( $P=0.0001$ ) como en la conexión interna ( $P=0.002$ ), siendo las menores discrepancias en el pilar mecanizado estándar.

Cuando se evaluaron ambos pilares en cada uno de los grupos para la conexión externa, se observaron diferencias significativas en los cuatro grupos entre ambos pilares: grupo A ( $P=0.0001$ ), P ( $P=0.002$ ), M ( $P=0.0001$ ) y G ( $P=0.0001$ ), siendo en todos los casos las menores discrepancias en el pilar mecanizado estándar.

En la conexión interna, se observaron diferencias significativas entre ambos pilares solamente en el grupo P ( $P=0.0001$ ). En el resto de los grupos no existieron diferencias

## 7. DISCUSIÓN

La prótesis fija sobre implantes es una alternativa restauradora con una demanda creciente debido a los beneficios psicológicos y funcionales que aporta a los pacientes. Durante la última década se han desarrollado nuevos materiales y la tecnología necesaria para su procesado, con el objetivo de incrementar la precisión en el ajuste y resistencia a la fractura de dichas restauraciones, así como para satisfacer la demanda estética de pacientes y profesionales, contribuyendo así con el éxito del tratamiento<sup>145</sup>.

El concepto inicial de “prótesis integrada con los tejidos” consistía en una restauración fija de arcada completa confeccionada en resina, con una estructura metálica que permitía su atornillado directo sobre los pilares colocados a nivel de los implantes<sup>3,146</sup>. Técnica cuyos buenos resultados están ampliamente contrastados con estudios longitudinales a largo plazo<sup>147,148</sup>.

En el momento actual el desarrollo de la tecnología en el ámbito de la implantoprótesis, va dirigido a diferentes áreas, es decir, hay avances a nivel del sistema de implantes, del sistema de unión pilar-implante, de los materiales de fabricación y del tipo de procesado de esos materiales<sup>149,150,151,152</sup>.

Desde el punto de vista de la ingeniería mecánica, las discrepancias y los gaps entre componentes, son inevitables cuando dos partes diferentes se colocan juntas<sup>153</sup>. Sin embargo, se han realizado esfuerzos para lograr una conexión firme entre implante y pilar. Numerosos estudios han determinado la medida del gap mediante microscopía electrónica (MEB)<sup>50</sup>.

Teniendo esto en cuenta, la zona más importante de estudio es esta unión y todo lo que su ajuste genera. La pasividad ideal se definiría como una situación de tensión-cero cuando, sin aplicación de fuerzas externas, una estructura asienta sobre los implantes/pilares. Así, una restauración verdaderamente pasiva es, en la práctica, imposible de fabricar<sup>154,103</sup>.

Sin embargo, hay consenso en que, por fatiga de los componentes protésicos, el desajuste actúa como factor causal en numerosas complicaciones técnicas, como aflojamientos y/o fracturas en la estructura metálica, tornillos de retención, pilares y cerámica o acrílico<sup>155,156</sup>.

La interfase pilar-implante, ha sido considerada como un factor de gran importancia en la transmisión de las cargas al hueso crestral peri-implantario y en la aparición de complicaciones protésicas y biológicas<sup>157</sup>. El tamaño del microgap está relacionado con la colonización bacteriana que podría degenerar en una reacción inflamatoria o peri-implantitis de tejidos duros y blandos<sup>158</sup>. Dicho desajuste a nivel de la interfase parece ser sensible a los procedimientos clínicos y a las fases de laboratorio<sup>159,160</sup>.

La presencia de micromovimiento en la interfase implante-pilar es un factor importante que debe ser considerado. Hermann y cols.<sup>104</sup> y Dias y cols.<sup>151</sup> observaron menor pérdida ósea crestral alrededor de implantes que habían recibido soldadura láser en la interfase entre el cuerpo implantario y el pilar, y por lo tanto funcionaban como una sola pieza. Concluyendo que esta diferencia estaba relacionada principalmente con la presencia de micromovimiento y no con el tamaño del microgap. Aunque debe tenerse en cuenta que el tamaño del microgap sí podría estar relacionado con la cantidad de toxinas locales y bacterias y el grado de micromovimiento<sup>151,104</sup>.

Como se ha comentado en apartados anteriores, existen dos pasos fundamentales para garantizar el éxito de los implantes y de las restauraciones: por un lado, la toma de impresión y su vaciado (donde influye el material y la técnica) y, por otro, la confección de la propia estructura. Una alteración en alguno de ellos podría acarrear serios problemas, tanto en la prótesis como en los implantes, impidiendo un buen ajuste de ésta en la boca, lo que podría ocasionar un fallo en la osteointegración de los implantes, pérdida ósea y una posible fractura de la prótesis, difíciles de subsanar en pasos posteriores<sup>161,162,163,164</sup>.

Para la fabricación de las estructuras se han utilizado un gran número de materiales: aleaciones nobles, aleaciones de cobalto-cromo, aleaciones de níquel-cromo y más recientemente cerámicas de alta resistencia (a base de óxido de circonio parcialmente estabilizado con óxido de yttrio). Debido a las características alergénicas y el potencial carcinogénico del níquel, el titanio puro se perfila como un material de elección para prótesis implanto soportadas, debido a su mejor ratio resistencia-peso, su gran biocompatibilidad y resistencia a la corrosión<sup>165,166</sup>.

Si bien, la dificultad que presenta el colado del titanio y su soldadura, ha derivado en la necesidad de desarrollar nuevas técnicas de diseño (CAD) y mecanizado (CAM) asistido por ordenador (CAD-CAM: computer aided design / computer aided manufacture), para la fabricación de pilares y estructuras de titanio de una pieza, para prótesis fijas implantosoportadas<sup>146,167,168</sup>.

En el momento actual, y en base a los escasos estudios publicados, el escaneado, diseño y confección asistido por ordenador para la realización de estructuras de titanio y cromo- cobalto, parece prometedor, siendo los valores de desajuste observados inferiores a los de las estructuras coladas convencionales<sup>169</sup>.

También se han observado una menor incidencia de complicaciones protésicas y periodontales, así como un mayor grado de satisfacción de los pacientes<sup>170</sup>.

En el presente estudio se analizó la discrepancia marginal vertical pilar-implante obteniéndose unos valores entre 0 y 46  $\mu\text{m}$ , es decir por debajo de los 50  $\mu\text{m}$ , por lo que son discrepancias dentro del límite aceptado clínicamente.

Existe controversia en la literatura sobre el valor de desajuste marginal clínicamente aceptable, especialmente en estructuras de una pieza sobre múltiples implantes<sup>171</sup>.

En la bibliografía revisada hemos encontrado una gran diferencia entre los valores de discrepancia marginal vertical de la interfase pilar-implante, oscilando entre las 1,6 y las 200  $\mu\text{m}$ <sup>101,172,99</sup>, lo que indica una ausencia de uniformidad de criterios o falta de estandarización en la medición del ajuste marginal, que hacen que los resultados en muchas en muchas ocasiones no sean comparables entre sí.

Ha sido complicado realizar una búsqueda amplia y contrastar los resultados publicados en la literatura de los distintos estudios que tienen como objetivo la medida del ajuste marginal de estructuras o pilares sobre implantes por diversas razones.

En primer lugar reseñar que son muchos los estudios disponibles que tienen como objeto el análisis de la variable "Ajuste"- "Fit" de una prótesis implantosoportada, pero la variable estudiada no siempre es la misma. Se utiliza el mismo concepto para analizar: la discrepancia marginal vertical, la discrepancia marginal global, el espacio marginal y la discrepancia marginal horizontal, por lo que es difícil poder aunar los resultados<sup>50</sup>.



También se denota una falta de consenso para definir qué es un ajuste pasivo y determinar su verdadera importancia. Las últimas definiciones dan más interés a la ausencia de tensiones en la conexión implante-prótesis, en el caso de las prótesis conectadas a cabeza de implante, o la conexión pilar-prótesis (si se emplean pilares intermedios para atornillado), que a la presencia de discrepancias marginales, debido a que hoy en día se admite, como hemos comentado anteriormente, que es imposible en la mayoría de los casos obtener nulas discrepancias verticales<sup>173</sup>.

De ello es importante resaltar la importancia del estrés y de las tensiones protéticas. Sabemos que la aplicación de una precarga (torque) a los tornillos de una prótesis atornillada parece ser que incrementa la tensión interna de la mesoestructura a la vez que disminuye la magnitud de la discrepancia vertical marginal, si es que la hubiera<sup>174</sup>. Debido a este hecho tan relevante, en nuestro estudio decidimos apretar los tornillos con el torque indicado por cada sistema de implantes para realizar las mediciones mediante microscopía electrónica de barrido y de esa manera intentar evitar posibles fracturas de los tornillos sobre pilares.

Por otro lado, existen múltiples sistemas o técnicas de medida para cuantificar el desajuste protésico y además, dentro de un mismo sistema de medición, los métodos aplicados son muchas veces muy distintos y heterogéneos (número de puntos medidos, número de aumentos de la medición, diferentes softwares de coordenadas), lo que también hace difícil poder comparar resultados y hacer inferencia<sup>50</sup>.

En la presente investigación la medición de la interfase implante-pilar se realizó mediante microscopía electrónica de barrido, debido a su precisión y simplicidad y basado en estudios previos<sup>153</sup>. No obstante, esta técnica tiene limitaciones que se deben tener en cuenta porque influyen a la hora de obtener una discrepancia mayor o menor, como es la zona de medición. Oscilando los valores en función del ángulo de observación<sup>175</sup>.

Con respecto a la medición microscópica de la discrepancia marginal, conviene resaltar que algunos autores como Kano y cols, realizaron todas sus mediciones, e incluso una innovadora clasificación de los tipos de gaps interfásicos, simplemente con microscopía óptica a 150x<sup>50</sup>. Sin embargo, lo más habitual es utilizar la microscopía electrónica de barrido (MEB), para la observación del ajuste implante-pilar, tal y como ponen de manifiesto los estudios<sup>153</sup>.

El desajuste marginal vertical observado en el borde o parte más exterior de la interfase implante-pilar no siempre es continuo. Posiblemente, la morfología del microgap varía tridimensionalmente a lo largo de toda la interfase, lo que indica que no siempre mantiene una anchura uniforme desde el borde más externo a la parte interna de la conexión pilar-implante. Por lo tanto, el ajuste sería incompleto a través de la interfase. De ahí la necesidad de desarrollar protocolos de estudio para evaluar esta discrepancia de forma tridimensional, ya que un valor por encima del límite clínicamente aceptable en la zona más externa no excluye un ajuste más preciso en el área interna, ni viceversa<sup>151</sup>.

Al revisar la bibliografía sólo hemos encontrado dos referencias que analizan la discrepancia marginal vertical externa (distancia existente entre el borde externo del bisel del pilar y el borde externo del bisel del implante), registrando valores entre las 30 y las 200  $\mu\text{m}$ <sup>101,172</sup>, muy superiores a los encontrados cuando la medición se lleva a cabo a nivel interno<sup>100,153,176,177,178</sup>, como se expone seguidamente (Tabla 12).

En el presente trabajo se analizó la discrepancia marginal vertical interna obteniéndose unos valores entre 0 y 46  $\mu\text{m}$ , (según el tipo de pilar analizado) en concordancia con los registrados por otros autores.

<b>Estudio</b>	<b>Año</b>	<b>Discrepancia marginal</b>
<i>Presente estudio</i>	2017	0-46 $\mu\text{m}$
<i>Pérez Jiménez</i>	2013	0-2.7 $\mu\text{m}$
<i>Tsuge et al.</i>	2008	22-62 $\mu\text{m}$
<i>Boeckler y cols</i>	2008	30-200 $\mu\text{m}$
<i>Al-fadda et al</i>	2007	54-56 $\mu\text{m}$

Tabla 12. Discrepancias marginales implante-pilar

Teniendo este criterio en cuenta y los objetivos propuestos, en el presente estudio, las discrepancias marginales verticales pilar-implante se han analizado de la siguiente manera:

1º. Se han comparado las discrepancias tomando como referencia la media de las discrepancias marginales verticales de cada tipo de implante, como hacen la inmensa mayoría de los estudios, esto es, comparar los desajustes de cada implante<sup>179</sup>.

2º. Se han analizado las discrepancias teniendo en cuenta las diferentes plataformas de conexión en cada sistema de implante: conexión externa e interna<sup>151</sup>.

3º. Se han analizado las discrepancias teniendo en cuenta el material y tecnología de confección de los pilares: sinterizado láser en cromo-cobalto y mecanizado estándar de titanio<sup>180</sup>

En cuanto al tipo de análisis, diseño y objetivos, no hemos encontrado en la literatura ningún estudio in vitro que evalúe la precisión de ajuste sobre todas las variables añadidas en este estudio, pero si hemos encontrado algún artículo que comparte con este estudio algún aspecto:

- Diferentes sistemas de implantes<sup>181</sup>
- Diferentes plataformas de conexión (externa –interna)<sup>45</sup>
- Diferentes tipos de pilares:
  - Diferentes tipo de fabricación de pilares (sinterizado-mecanizado)<sup>180</sup>
  - Diferentes materiales de confección de los pilares (titanio – Cr-Co)<sup>182</sup>

### **Sistema de implante**

En el presente estudio, se comparan cuatro sistemas de implantes, todos ellos fabricados en España, cada uno con conexión interna y externa, demostrándose diferencias entre algunos de los grupos en ambas conexiones, pero no para otros, por lo que no todos los sistemas de implantes son iguales. Sin embargo en todos los casos los valores de discrepancia marginal estaban dentro del límite clínicamente aceptable (inferior a 50  $\mu\text{m}$ ,). Los grupos A y M son los que tuvieron discrepancias mas bajas en todas las situaciones analizadas. Por ello la primera hipótesis nula debe ser parcialmente aceptada.

En cada sistema de implante, la eficiencia del sistema de unión del pilar al implante depende de varios factores, tales como el diseño de componentes, geometría de conexión entre el implante y el pilar, ajuste mecánico sus superficies, propiedades de los componentes mecánicos y físicos, y la aplicación de torque<sup>183</sup>.

Durante el apretamiento del tornillo del pilar, se genera una resistencia a la compresión para mantener la superficie tanto del implante como del pilar en contacto. El éxito de esta unión está directamente relacionada con la consecución de la precarga durante su endurecimiento y el mantenimiento de la propia precarga con el tiempo.

El aflojamiento de fijación y la reducción crítica de la precarga puede comprometer la estabilidad de la articulación y maximizar la probabilidad de fracaso clínico<sup>184</sup>

En cuanto al tornillo de apriete, varios autores han informado que el aumento del torque aplicado a los tornillos también aumenta la compresión entre las superficies de contacto y proporciona una mayor estabilidad a la articulación<sup>185</sup>, por lo que el sistema de unión se puede mejorar apretando el tornillo del pilar posteriormente<sup>186,187</sup>.

Larrucea y cols en 2013<sup>188</sup>, encuentran que los niveles más bajos de microfiltración se producen en pilares apretados a 30 N de torque, donde la brecha es prácticamente inexistente para las conexiones de cono Morse y para las conexiones externas casi existe un sellado perfecto. Sus resultados revelaron la contaminación bacteriana a 20 Ncm y 30 Ncm, pero sin contaminación en 40 Ncm. Estos resultados demuestran que el aumento de los valores de torque de inserción en conexiones tipo cono Morse reducen las fugas bacteriana.

Recientemente, Smith y cols<sup>189</sup>, en una revisión sistemática de la literatura, comparan sistemas tanto cónicos como convencionales de implante-pilar en estudios in vivo e in vitro. Los estudios in vitro indican que los pilares cónicos y convencionales mostraron una resistencia suficiente a las fuerzas de flexión máximas y a la carga de fatiga. Sin embargo, los pilares cónicos fueron superiores en términos de sellado, en la formación de microgaps, en el mantenimiento del torque, y la estabilidad del pilar.

Gracis<sup>45</sup> concluye que el aflojamiento es la complicación mecánica más frecuente, y ocurre sobre todo en implantes de conexión externa con una incidencia del 7.5% (95% CI: 4.2–13.1%) a los 3 años, frente al 1.5% (95% CI: 0.4–5.3%) registrado para los de conexión interna.

Así pues, al revisar la literatura se observó que en los artículos donde se realiza una comparativa de sistemas de implantes, siempre se tiene en cuenta para la medición del desajuste, los diferentes tipos de conexiones.

En el presente estudio se analizaron las diferencias en el ajuste pilar-implante entre las caras vestibular y lingual, no existiendo diferencias entre ambas caras al analizarlas de forma global sin tener en cuenta la conexión o el pilar. No se han encontrado estudios previos al respecto, por lo que no ha sido posible comparar estos resultados.

### **Tipo de conexión:**

El tipo de conexión implante-pilar constituye la principal variable para la estabilidad a largo plazo de dicha unión.

Para el presente estudio se analizaron en cada sistema de implante la conexión externa y la conexión interna. Al analizar ambas conexiones de forma global sin tener en cuenta el sistema de implante, los resultados pusieron de manifiesto diferencias entre las conexiones, siendo la conexión interna la que presentó las discrepancias más bajas. El promedio de la discrepancia encontrado en los implantes de conexión externa en el estudio fue de 1.79-29.18  $\mu\text{m}$ , y en los implantes de conexión interna el desajuste fue de 0.75-11.8  $\mu\text{m}$ .

Así mismo cuando se evaluaron los dos tipos de pilares analizados en el estudio, según el tipo de conexión, existieron diferencias en su comportamiento, respecto al sellado marginal. Para el pilar mecanizado estándar (proporcionado por el propio sistema de implante) se demostraron diferencias en dos de los grupos, mientras que para el pilar sinterizado láser, hubo diferencias en tres de los grupos. Por lo que se demuestra que el tipo de conexión tiene influencia en el ajuste pilar-implante. Así pues, la primera hipótesis nula debe ser rechazada.

Las primeras publicaciones de ensayos clínicos a 10 años con implantes de conexión hexagonal externa se remontan al año 1977 con los primeros trabajos de Bränemark<sup>190</sup>. Siendo muy numerosos los estudios realizados por otros muchos autores a lo largo de los años, considerándose el gold estándar.

Respecto al hexágono interno, la literatura sugiere una mayor resistencia a la flexión y una mejor distribución de las fuerzas en comparación con las conexiones externas, debido a su capacidad para disipar las cargas laterales dentro del implante y crear un conjunto de dos elementos que funcionalmente se comportan como una estructura única, mostrando así una distribución de las cargas más favorable en el área de la conexión<sup>47,48</sup>.

Los resultados obtenidos en el presente trabajo son inferiores a los obtenidos en estudios previos como Binon en 1995<sup>191</sup>, que encontró un gap marginal de 45  $\mu\text{m}$ ; Duyck y cols en 2004<sup>192</sup>, obtienen que el tamaño promedio de desajuste entre el implante y el pilar es de 100  $\mu\text{m}$  y Takuma y cols en 2008<sup>153</sup>, reportaron valores promedio de discrepancia vertical que oscilan entre 22,6 a 62,2  $\mu\text{m}$ .

Por otro lado, el sistema de implantes de conexión interna tipo cono Morse principalmente crea un cierre hermético por fricción. Cualquier superficie metálica cónica unida a otra en un ángulo inferior a 8° crea un ajuste por fricción que cierra mecánicamente<sup>116,193,194</sup>, este ajuste disminuye al disminuir el ángulo y aumenta cuando el ángulo aumenta, obteniendo así los mejores resultados en este tipo de conexiones cuando las formas cónicas son de 11°-12°. En esta conexión, el contacto del implante y el pilar determinan un ajuste exitoso y está directamente relacionado con la precarga alcanzada durante la aplicación del torque<sup>188</sup>.

La diferencia entre los dos tipos de conexiones, es que en la conexión externa presenta una área de sellado inferior comparado con implantes de conexión interna tipo cono Morse. También tienen paredes rectas que requieren un cierto grado de tolerancia entre la una y la otra para unirse a los pilares<sup>6,191,195</sup>.

En el estudio, el implante Ticare Inhex la conexión es de doble hexágono interno y cono Morse, siendo el desajuste para el pilar mecanizado de 0  $\mu\text{m}$  y de 4.36  $\mu\text{m}$  para el pilar sinterizado láser, los desajustes más bajos de todos los sistemas de implantes, lo que pone de manifiesto la bondad de este tipo de conexión en cuanto al ajuste marginal.

En cualquier caso, en una revisión sistemática reciente<sup>196</sup> se concluye que se producirá colonización bacteriana en la interfase pilar-implante a pesar del tamaño del gap e independientemente del tipo de conexión. Así pues, a pesar de que se preconizaba que ciertos diseños de conexión interna (cono morse) garantizarían un mejor sellado de la interfase<sup>188</sup>, estudios recientes contravienen esa creencia<sup>153</sup>. De hecho se ha demostrado que en todos los grupos de conexión interna probados se produce una filtración proporcional al tiempo de exposición<sup>31</sup>.

En un estudio reciente se comprobó en implantes con conexión tipo cono morse que los pilares fresados parecen ofrecer una mejor adaptación marginal, aunque no había diferencias significativas con respecto a los pilares convencionales<sup>197</sup>.

Algunos autores han proclamado, basado en sus resultados de un trabajo in vitro, que el control de la rugosidad de las superficies apareadas de la interfase, permite reducir no sólo la aparición de aflojamientos, si no también la magnitud del microgap interfásico<sup>198</sup>.

Por todo lo anterior, ya en el año 2012, Gotfredsen & Wiskott como responsables del grupo IV de la Academia Europea de Oseointegración, reclamaron la necesidad de realizar estudios como éste, en el que se comparan implantes de conexión externa e interna con varios métodos de fabricación, dada la escasez de estudios<sup>149</sup>.

## **Tipo de pilar**

### *-Método de fabricación*

En el estudio, se ha optado por elegir pilares fabricados mediante tecnología CAD/CAM<sup>199</sup>. Esta tecnología elimina los pasos de laboratorio necesarios para la confección de pilares mediante tecnología convencional (colado), pasos que eran potencialmente susceptibles de errores debido a la manipulación manual y debido a los importantes cambios de temperatura y cambios dimensionales (contracciones y expansiones) asociados a las fases de encerado, revestimiento, colado y pulido<sup>200,201,202,20</sup>.

Se analizaron para cada sistema de implante y en la conexión externa y la conexión interna el ajuste de dos tipos de pilares CAD/CAM, uno mecanizado estándar en cada sistema de implante y otro confeccionado mediante sinterizado láser.

Al analizar ambos pilares de forma global sin tener en cuenta el sistema de implante, los resultados pusieron de manifiesto diferencias entre ellos, siendo el pilar mecanizado estándar el que obtuvo las menores discrepancias tanto en la conexión interna 0.75 µm, como en la conexión externa (1.79 µm).



Así mismo cuando se evaluaron los dos tipos de pilares analizados en el estudio, en cada sistema de implantes, existieron diferencias para la conexión externa entre ambos tipos de pilares en los cuatro grupos, siendo las menores discrepancias para el pilar mecanizado estándar. Las discrepancias oscilaron entre 0.43 y 4.33  $\mu\text{m}$  para el pilar mecanizado y entre 20.32 y 46.36  $\mu\text{m}$  para el pilar sinterizado láser. En conexión interna las discrepancias oscilaron entre 0 y 4.36  $\mu\text{m}$  para el pilar mecanizado y entre 5.81 y 25.38  $\mu\text{m}$  para el pilar sinterizado láser. Por lo que se demuestra que el tipo de pilar también tiene influencia en el ajuste pilar-implante. La segunda hipótesis nula debe ser también rechazada.

El procedimiento automatizado de diseño y fresado de los sistemas CAD/CAM incrementa la exactitud en la adaptación marginal ya que evita los errores propios de la técnica tradicional<sup>203,178</sup>.

Pero aunque el CAD/CAM presenta ventajas respecto al colado tradicional, introduce otros pasos como son el escaneado, el diseño por ordenador y el mecanizado mediante máquina fresadora, o sinterizadora que pueden ofrecer variaciones.

A pesar de que la mayoría de los estudios coinciden en declarar que la tecnología CAD/CAM es más precisa que los métodos convencionales<sup>204</sup>, algunos estudios encuentran que la discrepancia interfásica con CAD-CAM (80.6  $\mu\text{m}$ ) dobla la observada con el colado de aleaciones base (42.3  $\mu\text{m}$ )<sup>205</sup>.

Son muy pocos los estudios que analizan diferentes tipos de pilares confeccionados mediante tecnología CAD/CAM y el ajuste pilar-implante.

Hasta el estudio realizado por Harder y Kern en 2009<sup>206</sup>, no existían revisiones sistemáticas que hablasen de la supervivencia ni de las complicaciones a largo plazo de estructuras coladas o fresadas. Estos autores concluyen que la falta de datos hace imposible una comparación con validez científica entre las restauraciones fabricadas con CAD-CAM y las fabricadas de forma convencional.

Pero aun así, las estructuras CAD/CAM han demostrado en todos los estudios previos sus mejores resultados en discrepancias verticales respecto a estructuras coladas en una sola pieza. En el caso de las estructuras CAD/CAM atornilladas, las discrepancias marginales verticales según todos los estudios revisados, oscilan de media entre 1 y 27 micras, ya sean medidas con fotogrametría<sup>201,207</sup>, videoláser<sup>208</sup>, con escáner de contacto<sup>209,210,211</sup>, mediante microscopia óptica<sup>212,213,214</sup> o mediante microscopía electrónica de barrido<sup>215,174,216,161,217,179,218</sup>.

En estudios previos, Tsuge y cols. en 2008, analizan el ajuste del implante con su propio pilar mecanizado, siguiendo los criterios y terminología de Holmes<sup>97</sup>, que también se han empleado en la presente investigación, encontrándose en diferentes sistemas de implantes y pilares unas discrepancias verticales que estaban comprendidas entre 22 y 62 micras de media, superiores a las del presente estudio<sup>153</sup>. Por otro lado, Zanardi y cols, en un estudio similar obtienen resultados del espacio marginal inferiores a 20 micras<sup>219</sup>.

El único estudio encontrado en que se analiza el ajuste de pilares mecanizados estándar y pilares sinterizados, obtuvo resultados similares al presente estudio, sin embargo solo se analizaba un sistema de implante (Alonso-Pérez y cols)<sup>220</sup>.

La rugosidad en los pilares sinterizados láser Cr-Co, ha sido un hallazgo inesperado al realizar el análisis al MEB. Según los estudios consultados, puede producir problemas en los elementos que intervienen en la interfase<sup>221,222</sup>.

Este aspecto es muy interesante y son precisas nuevas líneas de investigación para clarificar las posibles repercusiones clínicas de la rugosidad de los pilares sinterizado láser.

### *-Material de fabricación*

No se ha logrado encontrar trabajos que analicen el microgap pilar-implante según el material de los pilares, esto es que comparen pilares de titanio mecanizado estándar frente a pilares de Cr-Co sinterizado láser, como los empleados en el estudio. No obstante, hay investigaciones precedentes que han demostrado la existencia de desajustes marginales, tanto verticales como horizontales, en la interfase pilar-implante para los dos materiales analizados por separado<sup>153,223</sup>.

Son numerosos los estudios sobre pilares mecanizados de titanio<sup>224,225,226,182</sup>, demostrando los resultados de los mismos que sus desajustes son mínimos con respecto a pilares fabricados de forma convencional.

Ya en 1991, Hultreström<sup>227</sup> había propuesto el uso de cromo-cobalto para la fabricación de implanto-prótesis dada su resistencia a la corrosión y su óptima dureza. Desde entonces la mayoría de los clínicos lo utilizan para sus rehabilitaciones fijas, aunque según el estudio de Hjalmarsson<sup>228</sup> se sabe muy poco sobre su comportamiento biológico, de hecho se han podido observar procesos corrosivos en las células epiteliales y fibroblastos periféricos cercanos al implante y a la restauración<sup>228</sup>. Futuros estudios deberán abordar esta línea de investigación tan pertinente.

Recientemente, França y cols. han puesto de manifiesto el comportamiento del cromo-cobalto frente a otros materiales prometedores como el óxido de circonio fresado<sup>229</sup>. Pero no teniendo en cuenta sus propiedades químicas, si no su forma de fabricación, volvemos a encontrar su rugosidad como un problema añadido en la zona de ajuste<sup>180</sup>.

En el presente estudio las discrepancias marginales pilar-implante de forma individuales entran dentro de los límites clínicamente aceptados, teniendo para la comparativa de los dos materiales resultados mejores el titanio. Sin embargo, parece que las diferencias observadas en el estudio pueden ser achacables en principio a la técnica de confección de ambos tipos de pilares, más que al material en si mismo. Serán necesarios más estudios a este respecto.

Teniendo en cuenta todo lo anteriormente expuesto, las diferencias encontradas entre los autores pueden ser atribuidas a diversos factores como el diseño del estudio, la metodología empleada, o las características propias de los distintos sistemas de implantes o los pilares utilizados.

La verificación del ajuste marginal horizontal y vertical de la conexión implante-pilar a nivel de la cresta ósea en un entorno clínico es difícil, no puede ser inspeccionado de forma visual o manual, controlado adecuadamente con un explorador, o incluso evaluado con radiografías, debido a que las discrepancias menores no serían perceptibles. En ausencia de métodos de evaluación de ajuste clínicos sencillos y específicos, la recomendación es utilizar sistemas que hayan demostrado un buen ajuste en las pruebas de investigación cuantitativas *in vitro*<sup>230</sup>.

Dentro de las limitaciones de presente estudio cabe destacar que no se han cortado las muestras, por lo que la discrepancia horizontal no ha podido ser medida.

Se requieren más estudios que analicen el comportamiento, en lo que a ajuste implante-pilar se refiere, de diferentes sistemas de implantes, diferentes conexiones, de diferentes tipos de pilares confeccionados con diferentes materiales y diferentes tecnologías, ya sea mediante colado convencional o tecnología CAD/CAM, para poder hacer unas indicaciones precisas desde el punto de vista clínico.

Así mismo se requieren estudios clínicos a largo plazo para comprobar la influencia de la conexión pilar-implante en la supervivencia de los implantes y de las restauraciones.

## 8. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio in vitro, las conclusiones fueron las siguientes:

1. El ajuste marginal pilar-implante obtenido en los dos tipos de pilares sobre los cuatro sistemas de implantes analizados con dos tipos de conexión, se encuentra dentro de los límites clínicamente aceptables.
2. Existieron diferencias entre alguno de los cuatro sistemas de implantes en el ajuste pilar-implante para los pilares y las conexiones analizadas.
3. Las menores discrepancias pilar-implante se observaron en el implante Avinent, para ambos pilares y ambas conexiones.
4. Existieron diferencias en el ajuste pilar-implante entre la conexión externa e interna sin tener en cuenta el sistema de implantes para ambos pilares, siendo las menores discrepancias en la conexión interna.
5. Existieron diferencias entre ambas conexiones para el pilar mecanizado en los grupos P y M y para el pilar sinterizado láser en los grupos A, M y G, siendo las menores discrepancias para la conexión interna. En el resto de los grupos no existieron diferencias.
6. Las menores discrepancias pilar-implante, independientemente del sistema de implante, se observaron en el pilar mecanizado estándar.
7. Se observaron diferencias para los cuatro grupos entre ambos pilares en la conexión externa, y en el grupo P en la conexión interna, siendo siempre las menores discrepancias para el pilar mecanizado estándar.
8. No existieron diferencias en el ajuste pilar-implante de forma global entre las caras vestibular y lingual.
9. Son necesarios más estudios que analicen las discrepancias pilar-implante en diferentes conexiones, y con distintos tipos de pilares confeccionados con materiales y tecnologías distintas.

## 9.-BIBLIOGRAFÍA

1. Muratori G. Implantología ayer, hoy y mañana. Rev Esp Odontoestomatol Impl 1996;4:67-78
2. Kim TI. A tribute to Dr. Per-Ingvar Bränemark. J Periodontal Implant Sci 2014;44:265.
3. Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejido-integradas: la osteointegración en odontología clínica. Libros. Berlín: Quintessence-books, 1987.
4. Misch C. Implantología contemporánea. Madrid: Editorial Elsevier. 3º ed; 2009
5. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. J Prosthet Dent 1986;55:243-7
6. Hunt PR, Gartner JL, Norkin FJ. Choice of a dental implant system. Compend Contin Educ Dent 2005;26:239-40, 42, 45-8 passim; quiz 51, 71.
7. Hess D, Busser D, Dietschi D, Grossen G, Schönénberger A, Belzer UC. Esthetic single-tooth replacement with implants: a team approach. Quintessence Int 1998;29: 77-86
8. Sánchez Turrión A, Serrano Madrigal B, Holgado Sáez F, Cardona Labarga C. Implantoprótesis cementada y atornillada. Gaceta Dental 2000;113:88-100.
9. Spiekermann H. Atlas de Implantología. Barcelona: Masson; 1995.
10. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N The evolution of external and internal implant/abutment. Pract Proced Aesthet Dent 2003;15:625-32.
11. Vigil de Quiñones C, Acevedo R. ¿Es la conexión externa una opción de tratamiento?. Cienc Dent 2010;3:209-16.
12. Binon PP. Implants and components: entering the new millenium. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;15:76-91
13. Rodrigues D. Manual de prótesis sobre implantes. Brasil: Editorial Artes Médicas,; 2007 pags 31-41
14. Harder S, Dimaczek B, Acil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection--in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. Clin Oral Investig 2010;14:427-32.
15. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. Clin Oral Implants Res 2010;21:328-35.



16. Aguiar FH, Santos AJ, Groppo FC, Lovadino JR. Quantitative evaluation of marginal leakage of two resin composite restorations using two filling techniques. *Oper Dent* 2002;27:475-9.
17. Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003;82:232-7.
18. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001;72:1146-50.
19. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent* 2002;30:271-82
20. Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw- retained implant restorations: a critical review. *Int Oral Maxillofac Implants* 2003;18:719-28
21. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1992;68:809-12
22. Renouard F, Rangert B. Factores de riesgo biomecánicos. Factores de riesgo en Implantología Oral. Barcelona: Ed. Quintessence;. 2000
23. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J* 2006;201:501-7
24. Castillo de Oyagüe R. Implantoprótesis fijas cementadas. Tesina de Licenciatura. Facultad de Odontología UCM. 2001.
25. Drago C. Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137:794-800.
26. Marín M, Salvan E, Figueras O. Ajuste Pasivo. *Rev Int Prot Estomatol* 2006;8:417-24
27. Alfarsi MA, Mehmet H, Bickel M. CAD/CAM to fabricate ceramic implant abutments and crowns: a preliminary in vitro study. *Aust Dent J* 2009;54:12-16.
28. Fuster MA, Albalat S, Alcañiz M, Peñarrocha M. CAD/CAM dental system in implants dentistry: Update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;14:141-5.
29. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices; a comprehensive overview. *Implant Dent* 1992;1:273-283.
30. Misch CE. Prótesis dental sobre implantes. España: Elsevier; 2015.

31. Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems J Oral Rehabil. 2008;35:917-24.
32. Sartori IM BS, Molinari A, Hermann C, Thomé G. Intermediarios para implantes cono Morse: selección y utilización. J Ilapeo 2010.
33. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. Clin Oral Implants Res 2002;13:542-9.
34. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant Dent 2003;12:306-17.
35. Stuker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. J Appl Oral Sci 2008;16:55-8.
36. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:702-11.
37. Zimmer plastic temporary upgrades include angled design. Implant Tribune 2010;5:19.
38. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. J Periodontol 2004;75:292-6.
39. Scarano A, Lorusso C, Di Giulio C, Mazzatenta A. Evaluation of the Sealing Capability of the Implant Healing Screw by Using Real Time Volatile Organic Compounds (VOCs) Analysis: Internal Hexagon vs Cone Morse. J Periodontol 2016;87:1492-98.
40. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. Clin Oral Implants Res 2009;20:802-8.
41. Raico-Gallardo YN H-LI, Díaz-Saravia. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. Estomatol Herediana 2011;21:159-65.
42. Weinberg LA, The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:19-31.

43. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ, Polizzi G, Zarb GA, Hermann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
44. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry* 2003;15:625-32.
45. Gracis S, Michalakakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implant Res*; 23 Suppl 6: 202-16
46. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, et al. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-40.
47. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implantabutment connections. *J Prosthet Dent* 2011;17:641-47.
48. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009;28:373-81.
49. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implant Res* 2008;19: 1276-84.
50. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:879-85.
51. Binon PP. The effect of implant-abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-60.
52. Saini M, Singh Y, Arora P, Arora V, Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases* 2015;3:52-7.
53. Ananth H, Kundapur V, Mohammed HS, Anand M, Amarnath GS, Mankar S. A Review on Biomaterials in Dental Implantology. *Int J Biomed Sci* 2015;11:113-20.
54. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(5):675-90.

55. Triplett RG, Froberg U, Sykaras N, Woody RD. Implant materials, design, and surface topographies: their influence on osseointegration of dental implants. *J Long Term Eff Med Implants*. 2003;13:485-501.
56. Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian J Dent Res* 2009;20:91-8.
57. Manivasagam G DD, Rajamanickam A. Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review. *Recent Patents on Corrosion Science* 2010;2:40-54.
58. Tschernitschek H, Borchers L, Geurtsen W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal--a review. *Quintessence Int* 2005;36:523-30.
59. Lemons JE, Lucas LC, Johansson BI. Intraoral corrosion resulting from coupling dental implants and restorative metallic systems. *Implant Dent* 1992;1:107-12.
60. JE L. Dental implant retrieval analyses. *J Dent Educ*. 1988;52:748-56.
61. Burdairon G. *Manual de Biomateriales Dentarios*. Barcelona: Masson, 1991
62. Phillips DE. *Ciencia de los materiales dentales*. México: McGraw-Hill [10ª ed], 1998.
63. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002;87: 351-
64. Craig R. *Materiales de odontología restauradora*. Madrid: Harcourt Brace [10ª ed]; 1998.
65. Iperen O. Un nuevo concepto en el tratamiento protésico con implantes. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 2001;12:480-7.
66. Kleutges D. Supraestructura removible sobre un anclaje de machos cónicos cerámicos y hembras galvano formadas de oro fino. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 2000;11:220-33.
67. Del Río Highsmith J, Gil Lozano J. Estructuras metálicas implantosoportadas. Propiedades, aleaciones y diseños. *Rev Eur Odontoestomatol* 1998;10:21-6.
68. Vega del Barrio JM. *Materiales en Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos*. Madrid: Avances; 1996.
69. Suárez MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación. Tesis Doctoral 2003. Facultad de Odontología UCM.
70. López Álvarez JL. *Técnicas de laboratorio en prótesis fija*. Madrid; 1987

71. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993; 43:245-53.
72. Wang R, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int* 1996;27:401-8.
73. Rusell R, Wang I, Fenton A. Titanio para aplicaciones prostodóncicas: revision de la bibliografía. *Quintessence técnica (ed. Esp.)* 1997;10:27-33
74. Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989;47: 279-86.
75. Shigemura H. Posibilidades y limitaciones del procedimiento de colado centrífugo. La teoría del colado de Morimoto en el banco de pruebas. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 1996;7:199-226.
76. Carlucci EH. El final de los tiempos pioneros en el colado del titanio. *Quintessence técnica (ed.esp.)* 2000;11:106-21.
77. Dietzschold K. Coronas dobles de titanio y galvánicas; un caso clínico. *Quintessence técnica (ed.esp.)* 2001;12:348-58.
78. Iglesia MA, Moreno J. Obtención del ajuste pasivo clínico en prótesis sobre implantes. *Rev Int Prot Estomatol* 2000;2:290-7.
79. Walter M, Bonnig P, Reppel PD. Clinical performance of machined titanium restorations. *J Dent* 1994;22:346-8
80. Berg E, Davik G, Gjerdet N. Hardness, strength and ductility of prefabricated titanium rods used in the manufacture of spark erosion crowns. *J Prosthet Dent* 1996; 75:419-25.
81. Informe facilitado por la casa Morita<sup>®</sup> sobre los datos técnicos de la aleación Titan 15<sup>®</sup> de Titanio. Madrid, 2003.
82. Núñez Navarro M, Martínez Vázquez de Parga JA, Cañada Madinazcoitia L. Sistemas de colado de titanio. *Rev Int Prot Estomatol* 2000;2:213-9.
83. Horasawa N, Takahashi S, Marek M. Galvanic interaction between titanium and gallium alloy or dental amalgam. *Dent Mater* 1999;15:318-22.
84. Gil FJ, Costa S, Coratda M, Giner L, Padrós A. Evolución del potencial natural de corrosion de diferentes metals y aleaciones que se utilizan en odontología. *Rev Int Prot Estomatol* 2001;3:106-10.

85. Blázquez J. Estudio experimental de los diseños empleados en estructuras metálicas implantosoportadas. Tesis Doctoral 1999. Facultad de Odontología UCM.
86. Cañada L, Del Río Highsmith, Holgado F, Martínez J. Estructuras de Cr-Co sobre implantes. Av Odontoestomatol 1997;13:261-4.
87. Cañada L, Del Río Highsmith, Holgado F, Malmierca A. Estructuras de Cr-Co sobre implantes: caso clínico. Av Odontoestomatol 1997;13:323-7.
88. Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, Benson BW, Pace L. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. J Prosthet Dent 1997;78:187-93.
89. Riera E. Alternativas actuales en prótesis fija ceramometálica. [www.geodental.com](http://www.geodental.com) [25/02/2002].
90. Zitzmann NU, Marinello CP. Revisión de las consideraciones clínicas y técnicas relativas a las prótesis implantosoportadas fijas y removibles en el maxilar inferior edéntulo. Int J Prosthodont 2002;15:65-72.
91. Taga Y, Hawai K, Nokubi T. New method for divesting cobalt-chromium alloy castings: sandblasting with a mixed abrasive powder. J Prosthet Dent 2001;85:357-62.
92. Bizar J, Gil FJ, Peraire M, Anglada JM, Salsench J. Efecto de la temperatura de colado sobre la resistencia a la corrosión de las aleaciones de uso dental. Rev Int Prot Estomatol 2003;5:26-31.
93. Angelini E, Pezzoli M, Rosalbino F, Zucchi F. Influence of corrosion on brazed joints strength. J Dent 1991;19:56-61.
94. Munksgaard EC. Toxicology versus allergy in restorative dentistry. Adv Dent Res 1992;6:17-21.
95. Luthy H, Marinillo CP, Reclaru L, Scharer P. Corrosion considerations in the brazing repair of cobalt-based partial dentures. J Prosthet Dent 1996;75:515-24.
96. Solá MF, Labaig C, Martínez A, Mañés J. Estudio comparativo in vitro del ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. Soprodent 1993;9: 67-70.
97. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 1989;62:405-8

98. Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabilitation* 1998;25:403-8.
99. Jansen VK, Conrads G., Ritcher EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant – abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527-40
100. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: A radiographic study in the canine mandible. *J Perodontol* 2002;73:1111-17.
101. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-192
102. Al-Turqui LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses, *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42
103. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. *Implant Dent* 2001;10:85-90
104. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser d, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on the crestal bone changes round titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001;72:1372-83.
105. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996;5: 235-48.
106. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:589-98.
107. Nicholls JL. The measure of distortion: Concluding remarks. *J Prosthet Dent* 1980;43:218-23
108. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83:40-9
109. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont* 2004;17:218-23.

110. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 1989;3:147-58.
111. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H. Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns. *Quintessence Int* 1989;20:189-93
112. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996;75:314-24
113. Mallat E. Métodos clínicos para valorar el ajuste de las prótesis sobre implantes. <http://www.geodentalnet/article-5168.html>. 2002.
114. Yeo IS, Lee JH, Kang TJ, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, et al. The effect of abutment screw length on screw loosening in dental implants with external abutment connections after thermocycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:59-62.
115. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89:346-51.
116. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implantabutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:732-7.
117. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991;1:150-4
118. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137:7-13
119. Abduo J, Lyons K. Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *Int J Dent* 2013;2013:783948
120. Reich S, Vollborn T, Mehl A, Zimmermann M. Intraoral optical impression systems- an overview. *Int J Comput Dent* 2013;16:143-62.
121. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent* 2014;2014:783948
122. Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two Digital Implant Impression Systems Confocal Microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:56-64
123. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W, Reich S. Intraoral scanning systems- a current overview. *Int J Comput Dent* 2015;18:101-29



124. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Wavefront Sampling Technology for Implants Considering Operator Experience, Implant Angulation, and Depth. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17:54-64
125. Lee S, Gallucci G. Digital vs conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Impl Res* 2013;24:111-5
126. Margreet A, Harms M, Rangel F, Bronkhorst E, Schols J, Breuning H. Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142:308-13.
127. Patel N. Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *J Am Dent Assoc* 2010;141:20-4.
128. Rekow ED, Silva N, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 2011;8:937-52
129. Christensen GJ. Impressions are changing. *JADA* 2009;140:1301-04.
130. Zandparsa R. Digital imaging and fabrication. *Dent Clin North Am* 2014;58:135-58.
131. Bártolo P, Bidand B. Biomaterials and prototyping applications in medicine. New York: Springer Science+Business Media, LLC; 2008
132. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol* 2006;29:317-35
133. Petzold R, Zeilhofer HF, Kalender WA. Rapid prototyping technology in medicinebasics and applications. *Comput Medical Imaging Graph* 1999;23:277-84.
134. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;9:505-11.
135. Hwang YC, Park YS, Kim HK, Hong YS, Ahn JS, Ryu JJ. The evaluation of working casts prepared from digital impressions. *Oper Dent* 2013;38:655-62
136. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012;28:3-12
137. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping Journal* 2009;15:216-25.
138. Silva NR, Witek L, Coelho PG. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont* 2011;20:93-6.

139. Kathuria YP. Microstructuring by selective laser sintering of metallic powder. *Surface and Coating Technology*. 1999;116-119:643-7
140. Nogueira P, Meneses A, Groppo FC. Utilización del prototipado rápido en la Odontología. *Rev Estomatol Herediana*. 2015;25.
141. Güth J, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Invest* 2013;17:1201-8
142. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28:44-56
143. Andersson B, Ödman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a perspective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;11:212-8
144. Kerstein RB; Castelluci F, Osorio J. Ideal gingival form with computer generated healing abutments. *Compend Contin Educ Dent* 2000;21:793-7
145. Vizoso B. Evaluación in vitro de la precisión de ajuste de pilares sobre implantes con conexión hexagonal interna. Trabajo Fin de Máster 2012. Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid.
146. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of jaws. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
147. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Bränemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-59.
148. Bränemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants adhesive modum bränemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6:227-31.
149. Gotfredsen K, Wiskott A; Working Group 4. Consensus report - reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 Suppl 6:238-41
150. Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:426-34

151. Dias EC, Bisognin ED, Harari ND, Machado SJ, da Silva CP, Soares GD, Vidigal GM Jr. Evaluation of implant-abutment microgap and bacterial leakage in five external-hex implant systems: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:346-51.
152. Manzella C, Bignardi C, Burello V, Carossa S, Schierano G. Method to improve passive fit of frameworks on implant-supported prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2016;116:52-8
153. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implantabutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J* 2008;27:29-34.
154. Jemt T. Failures and Complications in 391 Consecutively Inserted Fixed Prostheses Supported by Brånemark Implants in Edentulous Jaws: A Study of Treatment From the Time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
155. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.
156. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-32
157. Pérez Jiménez C. Evaluación in vitro de la precisión de ajuste de pilares sobre implantes con conexión hexagonal interna y externa. Trabajo de investigación Máster en Ciencias Odontológicas 2013. Facultad de odontología. Universidad Complutense de Madrid
158. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:94-100.
159. Barbosa GA, Simamoto Junior PC, Fernandes Neto AJ, Mattos Mda G, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J* 2007;18:139-43.
160. Cheng WW, Ju CP, Lin JH. Structure, castability and mechanical properties of commercially pure and alloyed titanium cast in graphite mould. *J Oral Rehab* 2007;34: 528-40.

161. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impression an in vitro comparison of stock versus custom tray. *J Prosthet Dent* 2003;89:250-5
162. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000;83:555-61
163. Hebel KS, Galindo D, Gajjar RC. Implant position record and implant position cast: Minimizing errors, procedures and patients visits in fabrication of the miller-bar prosthesis. *J Prosthet Dent* 2000;83:107-16.
164. Azizoglu MA, Catania EM, Weiner S. Comparison of the accuracy of working cast made by direct and transfer coping procedures. *J Prosthet Dent* 1999;81:392-8.
165. Morris HF. Properties of cobalto-chromium metal ceramic alloys after heat treatment. *J Prosthet Dent* 1990;63:426-33.
166. Jang KS, Youn SJ, Kim YS. Comparision of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. *J Prosthet Dent* 2001;86:93-8.
167. Parel S. The single-piece milled titanium implant bridge. *Dent today* 2003;22:1-4.
168. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2003;89:256-60.
169. Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in cad/cam and cast implant frameworks: a university laboratory study. *J Prosthodont* 2011;20:267-74.
170. Katsoulis J, Brunner A, Mericske-Stern R. Maintenance of implant-supported maxillary prostheses: a 2 year controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:648-56.
171. Vélez Barros J. Estudio comparativo in vitro del ajuste en la interfase pilar/implante con conexión interna y externa, Trabajo Máster en Ciencias Odontológicas , Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid, Septiembre 2016
172. Boeckler AF, Morton D, Kraemer S, Geiss-Gerstdorfer J, Setz JM. Marginal accuracy of combined tooth-implant-supported fixed dental prostheses after in vitro stress simulation. *Clin Oral Implant Res* 2008;19 :1261-9.

173. Ewers R, Schicho K, Truppe M, Seemann R, Reichwein A, Figl M, Wagner A. Computer-Aided Navigation in Dental Implantology: 7 Years of Clinical Experience. *J Oral and Maxillofac Surg* 2004 ;62:329–34.
174. Guichet D, Caputo A, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:239-46
175. Kapos T, Evans C. CAD/CAM Technology for Implant Abutments, Crowns, and Superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:117–36.
176. Solá-Ruíz MF, Selva-Otaola E, Senent-Vicente G, González-de-Cossio I, Amigó-Borrás V. Accuracy combining different brands of implants and abutments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2013;18:332-6
177. Yüzügüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10: 113-21.
178. Dellow AG, Driessen CH, Nel HJC. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. *Int J Prosthodont* 1997;10:216-21.
179. Torsello F, di Torresanto VM, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:772–9.
180. Fernández M, Delgado L, Molmeneu M, García D, Rodríguez D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2014;111:116-23.
181. Felice P, Barausse C, Blasone R, Favaretto G, Stacchi C, Calvo M, Marin C, Buti J, Esposito M. A comparison of two dental implant systems in partially edentulous patients: 1-year post-loading results from a pragmatic multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2014 Winter;7:397-409.
182. Barbosa GA, das Neves FD, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J* 2010;21:515-9.

183. Carotenuto G, Palumbo M, Zarone F, Nicolais L. Characterization of the interface between prefabricated gold copings and cast dental alloy in implant restorations. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:131-8.
184. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
185. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-9.
186. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88:183-91.
187. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-36.
188. Larrucea Verdugo C, Jaramillo Nunez G, Acevedo Avila A, Larrucea San Martin C. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2014;25:1078-83.
189. Smith NA, Turkyilmaz I. Evaluation of the sealing capability of implants to titanium and zirconia abutments against *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, and *Fusobacterium nucleatum* under different screw torque values. *J Prosthet Dent* 2014;112:561-7.
190. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience of a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
191. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-9.
192. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:249-57.
193. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-26.

194. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007;20:623-5.
195. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-33.
196. Passos SP, Gressler May L, Faria R, Ozcan M, Bottino MA. Implanteabutment gap versus microbial colonization: clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2013;101:1381-8
197. Nejatidanesh F, Shakibamehr AH, Savabi O. Comparison of Marginal and Internal Adaptation of CAD/CAM and Conventional Cement Retained ImplantSupported Single Crowns. *Implant Dent* 2016;25:103-8
198. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment- implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-9
199. Kapos T1, Ashy LM, Gallucci GO, Weber HP, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:110-7.
200. Jemt T, Bäck T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont* 1999;12:209–15.
201. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2011;24:207-20.
202. Esteve L. Mejorando el ajuste pasivo: una revisión. *Gaceta Dental* 2009;193.
203. Lorenzoni FC, Coelho PG, Bonfante G, Carvalho RM, Silva NR, Suzuki M, Lopes Silva T, Bonfante EA. Sealing capability and sem observation of the implantabutment interface. *Int J Dent* 2011; 2011: 864183,
204. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 2014;112:555-60.
205. Zaghloul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. *J Oral Implantol* 2013;39:417-24.
206. Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aideddesigning and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:48-54.

207. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil* 1995;22:557-64.
208. Riedy S, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent* 1997;78:596-604.
209. Sierraalta M, Vivas J, Razzoog ME, Wang RF. Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. *Int J Dent* 2012;2012: 374315.
210. Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:687-93.
211. Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2003;16:194-200.
212. Sartori I, Ribeiro R, Francischone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent* 2004;92:13-28.
213. Chang T, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:720-5.
214. de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent*. 2007 Oct;35(10):800–5.
215. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:810-8.
216. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide. *Clin Oral Implants Res* 2014;25:165-74.
217. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Enkling N, Katsoulis K, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-



retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. Clin Oral Implants Res 2015;26:44-9.

218. Oyagüe R, Turrión A, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. J Dent 2009;37:52-8.

219. Zanardi P, Costa B, Stegun R, Sesma N, Mori M, Laganá DC. Connecting accuracy of interchanged prosthetic abutments to different dental implants using scanning electron microscopy. Braz Dent J 2012;23:502-7.

220. Alonso-Pérez R, Bartolomé JF, Ferreiroa A, Salido MP, Pradíes G. Evaluation of the Mechanical Behavior and Marginal Accuracy of Stock and Laser-Sintered Implant Abutments. Int J Prosthodont 2017;30:136-8.

221. Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D microtomographic technique analysis. Ann Ist Super Sanita 2012;48:53-8.

222. Tawil G. Peri-implant bone loss caused by occlusal overload: repair of the peri-implant defect following correction of the traumatic occlusion. A case report. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23:153-7.

223. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Ficki S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. Int j oral maxillofac implants 2012; 27: 537-43.

224. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. Int J Prosthodont 2007;20:125-31

225. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant-prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implant, 2000;15:209-218.

226. Jackson BJ. The use of laser-welded titanium framework technology: A case report for the totally edentulous patient. J Oral Implantol 2005;31: 294-300.

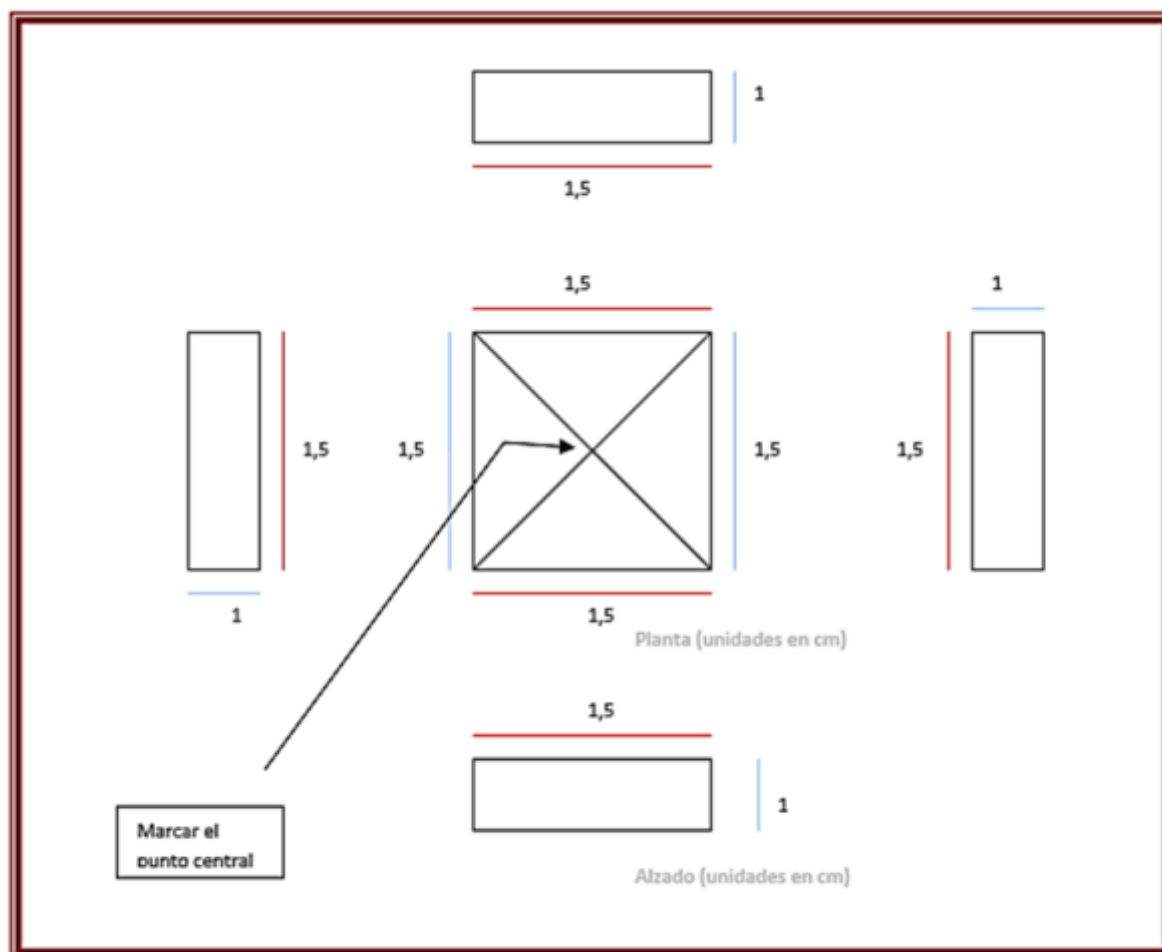
227. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:475-80

228. Hjalmarsson L. On cobalt-chrome frameworks in implant dentistry. Swed Dent J 2009;201:3-83

229. de França DG, Morais MH, das Neves FD, Barbosa GA. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobaltchromium fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2015;113:22-8.
230. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:247-52.

## 10.-ANEXO

### 10.1.- PLANO PROBETA



1.- Plano probeta de recepción del implante.

**Pruebas de normalidad**

	GRUPO	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	AEM	,481	10	,000	,530	10	,000
	AES	,190	10	,200	,884	10	,147
	AIS	,471	10	,000	,530	10	,000
	GEM	,219	10	,192	,861	10	,077
	GES	,141	10	,200	,954	10	,716
	GIM	,308	10	,008	,834	10	,038
	GIS	,303	10	,010	,797	10	,013
	MEM	,314	10	,006	,799	10	,014
	MES	,230	10	,144	,840	10	,044
	MIS	,476	10	,000	,539	10	,000
	PEM	,240	10	,108	,807	10	,018
	PES	,181	10	,200	,938	10	,536
	PIM	,175	10	,200	,927	10	,418
	PIS	,236	10	,120	,911	10	,288
L	AEM	,429	10	,000	,637	10	,000
	AES	,219	10	,192	,869	10	,098
	AIS	,465	10	,000	,513	10	,000
	GEM	,324	10	,004	,678	10	,000
	GES	,175	10	,200	,955	10	,729
	GIM	,316	10	,006	,799	10	,014
	GIS	,369	10	,000	,746	10	,003
	MEM	,177	10	,200	,884	10	,143
	MES	,152	10	,200	,930	10	,448
	MIS	,479	10	,000	,538	10	,000

	PEM	,178	10	,200	,896	10	,200
	PES	,262	10	,051	,843	10	,048
	PIM	,189	10	,200	,903	10	,237
	PIS	,210	10	,200	,896	10	,196
V_L	AEM	,275	10	,031	,884	10	,146
	AES	,197	10	,200	,953	10	,704
	AIS	,385	10	,000	,740	10	,003
	GEM	,192	10	,200	,962	10	,805
	GES	,153	10	,200	,930	10	,445
	GIM	,204	10	,200	,922	10	,370
	GIS	,237	10	,116	,933	10	,480
	MEM	,171	10	,200	,934	10	,488
	MES	,176	10	,200	,946	10	,622
	MIS	,368	10	,000	,823	10	,028
	PEM	,135	10	,200	,964	10	,826
	PES	,172	10	,200	,905	10	,249
	PIM	,137	10	,200	,950	10	,668
	PIS	,269	10	,039	,837	10	,041
mediaVyL	AEM	,322	10	,004	,770	10	,006
	AES	,230	10	,144	,843	10	,048
	AIS	,414	10	,000	,649	10	,000
	GEM	,161	10	,200	,884	10	,144
	GES	,185	10	,200	,971	10	,901
	GIM	,157	10	,200	,951	10	,681
	GIS	,229	10	,148	,870	10	,099
	MEM	,270	10	,037	,815	10	,022
	MES	,173	10	,200	,919	10	,351

MIS	,356	10	,001	,750	10	,004
PEM	,166	10	,200	,931	10	,462
PES	,145	10	,200	,969	10	,882
PIM	,143	10	,200	,967	10	,863
PIS	,168	10	,200	,956	10	,740

## Frecuencias

### Estadísticos

GRUPO			V	L	V_L	mediaVyL
AEM	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
	Media		,310	,550	-,2400	,4300
	Error estándar de la media		,2079	,2857	,40337	,14742
	Mediana		,000	,000	,0000	,3500
	Desviación estándar		,6574	,9034	1,27558	,46619
	Mínimo		,0	,0	-2,10	,00
	Máximo		1,7	2,1	1,70	1,05
AES	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
	Media		24,380	16,270	8,1100	20,3250
	Error estándar de la media		6,2836	5,6503	7,61772	4,60408
	Mediana		26,650	12,500	14,8000	16,4250
	Desviación estándar		19,8705	17,8679	24,08935	14,55939
	Mínimo		,0	,0	-30,00	6,00
	Máximo		50,0	50,7	43,00	48,45
AIM	N	Válido	10	10	10	10

		Perdidos	0	0	0	0
		Media	,000	,000	,0000	,0000
		Error estándar de la media	,0000	,0000	,00000	,00000
		Mediana	,000	,000	,0000	,0000
		Desviación estándar	,0000	,0000	,00000	,00000
		Mínimo	,0	,0	,00	,00
		Máximo	,0	,0	,00	,00
AIS	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	6,130	5,490	,6400	5,8100
		Error estándar de la media	4,3788	4,0836	5,41488	3,25499
		Mediana	,000	,000	,0000	,0000
		Desviación estándar	13,8471	12,9136	17,12336	10,29317
		Mínimo	,0	,0	-39,60	,00
		Máximo	41,2	39,6	25,90	28,25
GEM	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	1,380	1,130	,2500	1,2550
		Error estándar de la media	,4791	,6009	,74420	,39605
		Mediana	1,350	,000	,0000	1,1750
		Desviación estándar	1,5150	1,9003	2,35337	1,25243
		Mínimo	,0	,0	-3,70	,00
		Máximo	4,5	5,9	4,50	4,05
GES	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	43,590	49,170	-5,5800	46,3800
		Error estándar de la media	4,6548	3,3561	6,92520	2,11550
		Mediana	46,650	51,100	-9,1500	44,8750



		Desviación estándar	14,7196	10,6128	21,89941	6,68980
		Mínimo	18,9	31,1	-33,90	35,85
		Máximo	63,2	67,5	27,40	58,20
GIM	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	3,350	1,300	2,0500	2,3250
		Error estándar de la media	,8186	,4575	,77046	,53971
		Mediana	2,950	,900	2,0000	2,0250
		Desviación estándar	2,5885	1,4468	2,43641	1,70673
		Mínimo	,0	,0	-1,40	,00
		Máximo	9,5	3,5	7,50	5,75
GIS	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	12,540	11,010	1,5300	11,7750
		Error estándar de la media	4,6574	4,7314	5,14682	3,92639
		Mediana	7,250	,000	,0000	10,1500
		Desviación estándar	14,7281	14,9620	16,27568	12,41633
		Mínimo	,0	,0	-26,10	,00
		Máximo	35,6	39,3	35,60	33,55
MEM	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	4,020	4,850	-,8300	4,3300
		Error estándar de la media	1,2184	1,2633	,73878	1,12887
		Mediana	2,250	4,900	-,7000	3,4750
		Desviación estándar	3,8528	3,9948	2,33621	3,56980
		Mínimo	,6	,0	-4,90	,70
		Máximo	11,5	10,1	2,10	9,40
MES	N	Válido	10	10	10	10

		Perdidos	0	0	0	0
		Media	29,630	27,950	1,6800	28,7900
		Error estándar de la media	3,8013	4,0032	4,41260	3,22024
		Mediana	31,700	26,100	3,9500	28,6750
		Desviación estándar	12,0206	12,6593	13,95388	10,18329
		Mínimo	,0	13,2	-17,90	6,60
		Máximo	42,8	49,2	29,30	42,05
MIM	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	,000	,000	,0000	,0000
		Error estándar de la media	,0000	,0000	,00000	,00000
		Mediana	,000	,000	,0000	,0000
		Desviación estándar	,0000	,0000	,00000	,00000
		Mínimo	,0	,0	,00	,00
		Máximo	,0	,0	,00	,00
MIS	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	5,670	3,050	2,6200	4,3600
		Error estándar de la media	3,9234	2,0742	4,85164	1,99075
		Mediana	,000	,000	,0000	,0000
		Desviación estándar	12,4068	6,5593	15,34223	6,29532
		Mínimo	,0	,0	-18,00	,00
		Máximo	35,4	18,0	35,40	17,70
PEM	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	,950	1,340	-,3900	1,1450
		Error estándar de la media	,1327	,2237	,22971	,14365
		Mediana	,750	1,150	-,4000	1,1000

		Desviación estándar	,4197	,7074	,72641	,45427
		Mínimo	,5	,6	-1,50	,60
		Máximo	1,5	2,7	,80	2,00
PES	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	28,530	13,960	14,5700	21,2450
		Error estándar de la media	7,0223	4,0558	6,11234	4,85190
		Mediana	26,750	18,050	20,2500	20,2000
		Desviación estándar	22,2066	12,8254	19,32891	15,34307
		Mínimo	,0	,0	-22,30	,00
		Máximo	65,0	32,6	35,40	48,80
PIM	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	,430	,930	-,5000	,6800
		Error estándar de la media	,1184	,1309	,14981	,09978
		Mediana	,400	,900	-,5000	,6250
		Desviación estándar	,3743	,4138	,47376	,31552
		Mínimo	,0	,0	-1,10	,20
		Máximo	1,1	1,5	,40	1,30
PIS	N	Válido	10	10	10	10
		Perdidos	0	0	0	0
		Media	27,450	23,320	4,1300	25,3850
		Error estándar de la media	4,3752	5,2127	5,68829	3,88175
		Mediana	30,850	23,800	12,4500	28,4000
		Desviación estándar	13,8356	16,4839	17,98796	12,27516
		Mínimo	,0	,0	-30,10	6,00
		Máximo	43,1	58,1	21,80	47,30

Segun tipos de pilar

**Pruebas de normalidad**

	Conexión	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	Externa	,278	40	,000	,646	40	,000
	Interna	,309	40	,000	,572	40	,000
L	Externa	,267	40	,000	,708	40	,000
	Interna	,376	40	,000	,669	40	,000
V_L	Externa	,133	40	,074	,964	40	,229
	Interna	,374	40	,000	,638	40	,000
mediaVyL	Externa	,257	40	,000	,658	40	,000
	Interna	,278	40	,000	,655	40	,000

**Pruebas de normalidad**

	Conexión	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	Externa	,106	40	,200	,952	40	,086
	Interna	,342	40	,000	,760	40	,000
L	Externa	,117	40	,176	,942	40	,042
	Interna	,362	40	,000	,740	40	,000
V_L	Externa	,084	40	,200	,969	40	,340
	Interna	,220	40	,000	,941	40	,037
mediaVyL	Externa	,108	40	,200	,960	40	,170
	Interna	,240	40	,000	,837	40	,000

Según tipos de conexión.

**Pruebas de normalidad**

	Pilar	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	Mecanizado	,278	40	,000	,646	40	,000
	Sinterizado	,106	40	,200	,952	40	,086
L	Mecanizado	,267	40	,000	,708	40	,000
	Sinterizado	,117	40	,176	,942	40	,042
V_L	Mecanizado	,133	40	,074	,964	40	,229
	Sinterizado	,084	40	,200	,969	40	,340
mediaVyL	Mecanizado	,257	40	,000	,658	40	,000
	Sinterizado	,108	40	,200	,960	40	,170

**Pruebas de normalidad**

	Pilar	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	Mecanizado	,309	40	,000	,572	40	,000
	Sinterizado	,342	40	,000	,760	40	,000
L	Mecanizado	,376	40	,000	,669	40	,000
	Sinterizado	,362	40	,000	,740	40	,000
V_L	Mecanizado	,374	40	,000	,638	40	,000
	Sinterizado	,220	40	,000	,941	40	,037
mediaVyL	Mecanizado	,278	40	,000	,655	40	,000
	Sinterizado	,240	40	,000	,837	40	,000

## Hexágono externo

### Estadísticos

Pilar			V	L	V_L	mediaVyL
Mecanizado	N	Válido	40	40	40	40
		Perdidos	0	0	0	0
	Media		1,665	1,967	-,3025	1,7900
	Error estándar de la media		,3918	,4401	,28229	,37779
	Mediana		1,150	1,000	,0000	1,0750
	Desviación estándar		2,4780	2,7832	1,78534	2,38938
	Mínimo		,0	,0	-4,90	,00
	Máximo		11,5	10,1	4,50	9,40
Sintético	N	Válido	40	40	40	40
		Perdidos	0	0	0	0
	Media		31,533	26,838	4,6950	29,1850
	Error estándar de la media		2,9236	3,0576	3,29065	2,49823
	Mediana		34,650	26,100	7,0500	29,1500
	Desviación estándar		18,4904	19,3381	20,81187	15,80021
	Mínimo		,0	,0	-33,90	,00
	Máximo		65,0	67,5	43,00	58,20

## Hexágono interno

### Estadísticos

Pilar			V	L	V_L	mediaVyL
Mecanizado	N	Válido	40	40	40	40
		Perdidos	0	0	0	0
	Media		,945	,558	,3875	,7513
	Error estándar de la media		,2995	,1465	,24542	,20131

			Mediana	,000	,000	,0000	,0000
			Desviación estándar	1,8941	,9268	1,55220	1,27317
			Mínimo	,0	,0	-1,40	,00
			Máximo	9,5	3,5	7,50	5,75
Sintético	N	Válido	40	40	40	40	
		Perdidos	0	0	0	0	
	Media		12,948	10,718	2,2300	11,8325	
	Error estándar de la media		2,5173	2,3749	2,54716	2,08960	
	Mediana		,000	,000	,0000	8,1250	
	Desviación estándar		15,9208	15,0201	16,10966	13,21581	
	Mínimo		,0	,0	-39,60	,00	
	Máximo		43,1	58,1	35,60	47,30	

## Pilar mecanizado

### Estadísticos

Hexágono			V	L	V_L	mediaVyL
Externo	N	Válido	40	40	40	40
		Perdidos	0	0	0	0
	Media		1,665	1,967	-,3025	1,7900
	Error estándar de la media		,3918	,4401	,28229	,37779
	Mediana		1,150	1,000	,0000	1,0750
	Desviación estándar		2,4780	2,7832	1,78534	2,38938
	Mínimo		,0	,0	-4,90	,00
	Máximo		11,5	10,1	4,50	9,40
Interno	N	Válido	40	40	40	40
		Perdidos	0	0	0	0
	Media		,945	,558	,3875	,7513

Error estándar de la media	,2995	,1465	,24542	,20131
Mediana	,000	,000	,0000	,0000
Desviación estándar	1,8941	,9268	1,55220	1,27317
Mínimo	,0	,0	-1,40	,00
Máximo	9,5	3,5	7,50	5,75

## Pilar sintetizado

### Estadísticos

Hexágono			V	L	V_L	mediaVyL
Externo	N	Válido	40	40	40	40
		Perdidos	0	0	0	0
	Media		31,533	26,838	4,6950	29,1850
	Error estándar de la media		2,9236	3,0576	3,29065	2,49823
	Mediana		34,650	26,100	7,0500	29,1500
	Desviación estándar		18,4904	19,3381	20,81187	15,80021
	Mínimo		,0	,0	-33,90	,00
	Máximo		65,0	67,5	43,00	58,20
Interno	N	Válido	40	40	40	40
		Perdidos	0	0	0	0
	Media		12,948	10,718	2,2300	11,8325
	Error estándar de la media		2,5173	2,3749	2,54716	2,08960
	Mediana		,000	,000	,0000	8,1250
	Desviación estándar		15,9208	15,0201	16,10966	13,21581
	Mínimo		,0	,0	-39,60	,00
	Máximo		43,1	58,1	35,60	47,30



**Pruebas no paramétricas. Para comparar V y L globalmente.**

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,134	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05

### Prueba T

#### Estadísticas de muestra única

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V_L	160	1,7525	13,23012	1,04593

#### Prueba de muestra única

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	1,676	159	,096	1,75250	-,3132	3,8182

## GRUPO = AEM

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,416	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05

## GRUPO = AES

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,333	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05

## GRUPO = AIM

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	1,000	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05

## GRUPO = AIS

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	1,000	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05

## GRUPO = GEM

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,735	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05

## GRUPO = GES

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,445	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05

**GRUPO = GIM**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,021	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,0

**GRUPO = GIS**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,753	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,0

**GRUPO = MEM**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,333	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,0

**GRUPO = MES**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,878	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05

**GRUPO = MIM**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	1,000	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05

**GRUPO = MIS**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,465	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05

GRUPO = PEM

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,138	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,0

GRUPO = PES

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,038	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,0

GRUPO = PIM

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,016	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,0

GRUPO = PIS

#### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,445	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

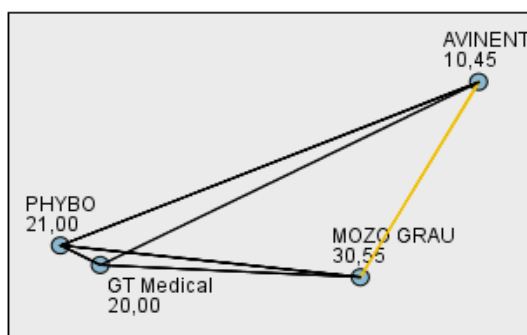
Pruebas no paramétricas. Conexión=externa pilar=mecanizado

#### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de media V_L es la misma entre las categorías de Casa comercial.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,002	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

### Comparaciones por parejas de Casa comercial



Cada nodo muestra el rango promedio de muestra de Casa comercial.

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de prueba	Estándar Error	Desv. Estadístico de prueba	Sig.	Sig. ajust.
AVINENT-GT Medical	-9,550	5,200	-1,836	,066	,398
AVINENT-PHYBO	-10,550	5,200	-2,029	,042	,255
AVINENT-MOZO GRAU	-20,100	5,200	-3,865	,000	,001
GT Medical-PHYBO	1,000	5,200	,192	,848	1,000
GT Medical-MOZO GRAU	10,550	5,200	2,029	,042	,255
PHYBO-MOZO GRAU	-9,550	5,200	-1,836	,066	,398

Cada fila prueba la hipótesis nula hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y la muestra 2 son iguales.  
Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significancia es ,05.



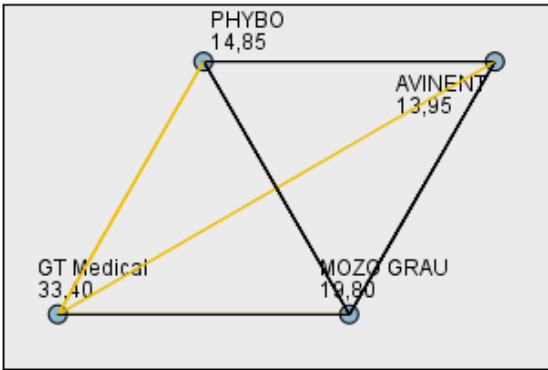
**Pruebas no paramétricas. conexión=externa pilar =sinterizado**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de media\vyL es la misma entre las categorías de Casa comercial.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,001	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

**Comparaciones por parejas de Casa comercial**



Cada nodo muestra el rango promedio de muestra de Casa comercial.

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de prueba	Estándar Error	Desv. Estadístico de prueba	Sig.	Sig. ajust.
AVINENT-PHYBO	-,900	5,228	-,172	,863	1,000
AVINENT-MOZO GRAU	-5,850	5,228	-1,119	,263	1,000
AVINENT-GT Medical	-19,450	5,228	-3,720	,000	,001
PHYBO-MOZO GRAU	-4,950	5,228	-,947	,344	1,000
PHYBO-GT Medical	-18,550	5,228	-3,548	,000	,002
MOZO GRAU-GT Medical	-13,600	5,228	-2,601	,009	,056

Cada fila prueba la hipótesis nula hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y la muestra 2 son iguales.  
Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significancia es ,05.

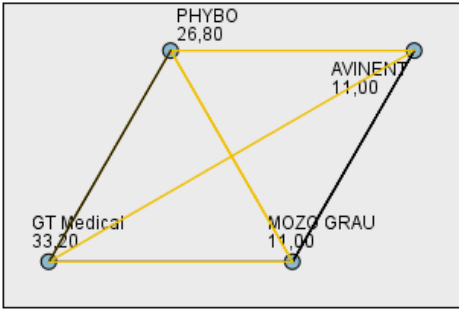
**Pruebas no paramétricas. conexión=interna pilar=mecanizado**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de media y la varianza es la misma entre las categorías de Casa comercial.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,000	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

**Comparaciones por parejas de Casa comercial**



Cada nodo muestra el rango promedio de muestra de Casa comercial.

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de prueba	Estándar Error	Desv. Estadístico de prueba	Sig.	Sig. ajust.
AVINENT-MOZO GRAU	,000	4,835	,000	1,000	1,000
AVINENT-PHYBO	-15,800	4,835	-3,268	,001	,006
AVINENT-GT Medical	-22,200	4,835	-4,592	,000	,000
MOZO GRAU-PHYBO	15,800	4,835	3,268	,001	,006
MOZO GRAU-GT Medical	-22,200	4,835	-4,592	,000	,000
PHYBO-GT Medical	-6,400	4,835	-1,324	,186	1,000

Cada fila prueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y la muestra 2 son iguales. Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significancia es ,05.

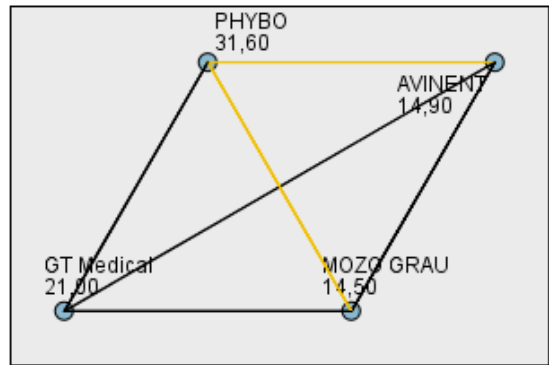
**Pruebas no paramétricas. conexión=interna pilar=sinterizado**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de media\vyL es la misma entre las categorías de Casa comercial.	Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	,002	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

**Comparaciones por parejas de Casa comercial**



Cada nodo muestra el rango promedio de muestra de Casa comercial.

Muestra 1-Muestra 2	Estadístico de prueba	Estándar Error	Desv. Estadístico de prueba	Sig.	Sig. ajust.
MOZO GRAU-AVINENT	,400	5,024	,080	,937	1,000
MOZO GRAU-GT Medical	-6,500	5,024	-1,294	,196	1,000
MOZO GRAU-PHYBO	17,100	5,024	3,404	,001	,004
AVINENT-GT Medical	-6,100	5,024	-1,214	,225	1,000
AVINENT-PHYBO	-16,700	5,024	-3,324	,001	,005
GT Medical-PHYBO	10,600	5,024	2,110	,035	,209

Cada fila prueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y la muestra 2 son iguales.  
Se muestran las significaciones asintóticas (pruebas bilaterales). El nivel de significancia es ,05.

**Pruebas no paramétricas. Conexión = externa**

Casa comercial = AVINENT

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,015 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,075 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de mediaV y L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = PHIBO

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,023 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,481 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de mediaV y L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,002 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = MOZO GRAU

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,002 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
3	La distribución de mediaV y L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = GT Medical

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
3	La distribución de mediaV y L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

## Pruebas no paramétricas. conexión=interna

Casa comercial = AVINENT

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,481 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,481 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de media V y L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,280 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = PHIBO

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,001 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,019 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
3	La distribución de media V y L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = MOZO GRAU

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,481 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,481 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de mediaV y L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,143 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = GT Medical

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,853 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,739 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de mediaV y L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,393 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Pruebas no paramétricas. Pilar = mecanizado

Casa comercial = AVINENT

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,481 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,280 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de media V y L es la misma entre las categorías de Hexágono.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,063 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = PHIBO

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,015 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,393 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de media V y L es la misma entre las categorías de Hexágono.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,019 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.



Casa comercial = MOZO GRAU

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
3	La distribución de media V y L es la misma entre las categorías de Hexágono.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = GT Medical

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,035 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,684 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de media V y L es la misma entre las categorías de Hexágono.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,143 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

## Pruebas no paramétricas. Pilar=sinterizado

Casa comercial = AVINENT

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,043 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,165 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de media V y L es la misma entre las categorías de Hexágono.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,009 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = PHIBO

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,912 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,190 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de media V y L es la misma entre las categorías de Hexágono.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,579 <sup>1</sup>	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = MOZO GRAU

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,003 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
3	La distribución de media V y L es la misma entre las categorías de Hexágono.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Casa comercial = GT Medical

### Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.
3	La distribución de media V y L es la misma entre las categorías de Hexágono.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000 <sup>1</sup>	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

<sup>1</sup>Se muestra la significación exacta para esta prueba.

**Pruebas no paramétricas. Conexión externa**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000	Rechace la hipótesis nula.
3	La distribución de mediaV y L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

**Pruebas no paramétricas. conexión=interna**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,049	Rechace la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,093	Conserve la hipótesis nula.
3	La distribución de mediaV y L es la misma entre las categorías de Pilar.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,002	Rechace la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

**Pruebas no paramétricas. Pilar=mecanizado**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,017	Rechaza la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,004	Rechaza la hipótesis nula.
3	La distribución de mediaVyL es la misma entre las categorías de Hexágono.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,002	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

**Pruebas no paramétricas. pilar=sinterizado**

**Resumen de contrastes de hipótesis**

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La distribución de V es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000	Rechaza la hipótesis nula.
2	La distribución de L es la misma entre las categorías de Hexágono	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000	Rechaza la hipótesis nula.
3	La distribución de mediaVyL es la misma entre las categorías de Hexágono.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000	Rechaza la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.